



Využití dynamografického záznamu pro hodnocení chůze u zdravých jedinců

Diplomová práce

Studijní program: N3963 – Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: 3901T009 – Biomedicínské inženýrství
Autor práce: **Bc. Dana Krejčová**
Vedoucí práce: doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.





Use of dynamo-graphic record for assessing able-bodied gait

Diploma thesis

Study programme: N3963 – Biomedical engineering
Study branch: 3901T009 – Biomedical Engineering
Author: **Bc. Dana Krejčová**
Supervisor: doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Dana Krejčová**
Osobní číslo: **Z14000105**
Studijní program: **N3963 Biomedicínské inženýrství**
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**
Název tématu: **Využití dynamografického záznamu pro hodnocení chůze u zdravých jedinců**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Provést dynamografický záznam chůze vybraného souboru zdravých jedinců, u nichž nedošlo v minulosti k žádnému poranění dolních končetin ani axiálního systému, které by vyžadovalo operativní léčbu.
2. Analyzovat dynamické parametry chůze zdravých jedinců.
3. Stanovit míru symetrie chůze u zdravých jedinců na základě rozboru dynamických parametrů.
4. Na základě případné asymetrie chůze stanovit doporučení pro klinickou praxi, kde se běžně užívají exaktně zjištěné hodnoty biomechanických parametrů měřených na poraněné (experimentální) a zdravé (kontrolní) dolní končetině pro návrat pacienta do běžného života.

Teoretická východiska (včetně výstupu z DP):

Chůze je základní lidská lokomoce a je známa jako jedna z nejuniverzálnějších a nejkomplexnějších aktivit člověka. O tom, zda chůze člověka je symetrická či nikoliv, se vedou rozsáhlé odborné diskuse. Obecné tvrzení vychází z předpokladu, že chůze zdravých jedinců je symetrická a v případě patologické chůze je možné sledovat výrazné rozdíly mezi poraněnou a zdravou končetinou. U pacientů po úrazech dolních končetin se velmi často porovnávají kvalitativní i kvantitativní ukazatele mezi zdravou a poraněnou končetinou. Sadegi et al. 2000 uvádí, že v okamžiku, kdy pacient dosáhne 70 % kvantitativních ukazatelů na poraněné končetině v porovnání se zdravou (referenční), může nastoupit zpět do pracovního procesu. Otázkou však zůstává, zda se asymetrie nevyskytuje už před úrazem, tedy u zdravého jedince. Tím se budeme zabývat v diplomové práci a výstupem bude interpretace naměřených a zpracovaných výsledků.

Výzkumné otázky:

Symetrie chůze je především možno prokázat u zdravých osob, přičemž asymetrie chůze se vyskytuje u osob s úrazem či defektem dolních končetin. Domníváme se však, že i u zdravých jedinců se mohou vyskytnout prvky asymetrie chůze, a to ať už v podobě interakce chodidla a podložky nebo asymetrie vycházející z funkční asymetrie nohy.

Metoda:

Pro splnění cílů a ověření stanovených hypotéz bude použit dynamografický záznam chůze u vybraného souboru jedinců. Hodnoceny budou kvantitativní ukazatele, jako maximální tlak, maximální síla, doba kontaktu s podložkou apod. Pro stanovení symetrie či asymetrie chůze na základě měření reakčních sil bude spočítán index symetrie (SI), který jako první stanovil Robinson et al. (1987) a později jej využíval Herzog et al. (1989). Vedle indexu symetrie budou k hodnocení symetrie použity statistické metody, přesněji program Matlab (Mathworks, Inc., Natick, Ma, USA).

Technika práce, vyhodnocení dat:

Data budou pořízena při dynamografickém záznamu chůze u vybraných jedinců. Dále budou zpracována příslušným softwarem, který je součástí dynamometrické desky. Následně budou spočítány indexy symetrie a data budou statisticky vyhodnocena (např. párový t-test) pomocí programu Matlab (Mathworks, Inc., Natick, Ma, USA). Bude se tedy jednat o kvantitativní výzkum.

Místo a čas realizace výzkumu:

Zamýšlený výzkum bude proveden u studentů TUL v době od června do října 2015, dále budou zpracována data pomocí příslušného softwaru (říjen až listopad 2015) a provedeny potřebné výpočty (prosinec 2015).

Vzorek:

Plánované měření proběhne u cca 50 studentů TUL, u nichž dle předchozí anamnézy (dotazník) nedošlo v minulosti k žádnému poranění dolních končetin ani axiálního systému, které by vyžadovalo operativní léčbu.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování diplomové práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

- [1] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [2] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. Kineziologie nohy. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-802-4424-323.
- [3] JANČOVÁ, Lenka. Prístrojové vyšetrenie nožnej klenby a postury. Rehabilitácia. 2013, roč. 50, č. 2, s. 89-103. ISSN 0375-0922.
- [4] DUNGL, Pavel. Ortopedie. 2., přeprac. a doplň. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-802-4743-578.
- [5] KRIVOŠÍKOVÁ, Mária. Úvod do ergoterapie. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-802-4726-991.
- [6] DYLEVSKÝ, Ivan. Speciální kineziologie. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-1648-0.
- [7] DYLEVSKÝ, Ivan. Obecná kineziologie. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.
- [8] VONDRÁŠEK, David. Kineziologické aspekty bilaterální asymetrie dolní končetiny. Praha, 2013. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze. Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Martin Hora.
- [9] HERZOG W, et al. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. Med. Sci. Sports. Exerc. 21 (1), pp. 1104.
- [10] ROBINSON RO, HERZOG W a NIGG BM. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gain symmetry. J. Manipulative Physiol. ther. 10, pp. 1726.
- [11] SADEGHI, H, et al. (2000). Symetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. Gait & Posture, 12, pp. 34-45.


Vedoucí diplomové práce:

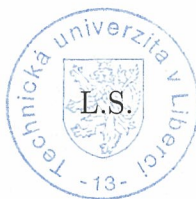
doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.


Ústav zdravotnických studií

Datum zadání diplomové práce: 29. května 2015

Termín odevzdání diplomové práce: 30. dubna 2016


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2016

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 26. 4. 2016

Podpis: Kryčova

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala své vedoucí diplomové práce paní doc. PhDr. Soně Jandové, Ph.D. za cenné rady a odborné vedení práce. Dále bych chtěla poděkovat paní Ing. Kateřině Gurinové, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování dat. Na závěr bych chtěla poděkovat své rodině, která mě po celou dobu studia na Technické univerzitě v Liberci, a také při psaní této práce velice podporovala a byla velice tolerantní.

Anotace

Autor:	Krejčová Dana
Instituce:	UZS – Biomedicínské inženýrství
Název práce:	Využití dynamografického záznamu pro hodnocení chůze u zdravých jedinců
Vedoucí práce:	doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.
Počet stran:	78
Počet příloh:	8
Rok obhajoby:	2016
Souhrn:	<p>Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda je z hlediska dynamických parametrů na úrovni interakce chodidla a podložky chůze zdravých jedinců symetrická a stanovit jakým způsobem ovlivňuje tuto symetrii, resp. asymetrii lateralita dolních končetin. Na základě literatury bylo možné předpokládat, že lateralita dolních končetin se neprojeví na symetrii chůze. K ověření hypotéz byl použit kvantitativní výzkum – dynamografická metoda v kombinaci s testováním řešení pohybových úkolů. Zjištěna byla lateralita dolních končetin. Výsledky ukázaly, že se lateralita dolních končetin neprojevila na dynamických parametrech určujících symetrii chůze. Z toho lze usuzovat, že lateralita dolních končetin nemá u vybraného vzorku probandů vliv na symetrii, resp. asymetrii chůze.</p>
Klíčová slova	Chůze, dynamografie, symetrie, asymetrie, lateralita

Annotation

Author:	Krejčová Dana
Institution:	UZS – Biomedicínské inženýrství
Title:	Use of dynamo-graphic record for assessing able-bodied gait
Supervisor:	doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D.
Pages:	78
Apendix:	8
Year:	2016
Annotation:	<p>Goal of this diploma thesis is find out if the able-bodied gait is symmetrical at the level of interaction foot and the pad from the point of view of dynamic parameters and how it affects this symmetry or asymmetry laterality of lower limbs. Based on literature the laterality of lower limbs was not supposed to be shown on the symmetry of gait. For the verification of hypothesis was used quantity research - dynamography technique in combination with testing of solutions of performance tasks. Results showed that laterality of lower limbs was not showed at dynamic parameters determining symmetry gait. This suggests that laterality of lower limbs does not have influence on symmetry or asymmetry gait.</p>
Keywords:	Gait, dynamography, symmetry, asymmetry, laterality

Obsah

Seznam použitých zkratk	12
I Úvod	13
II Teoretická část	14
1 Kvalitativní versus kvantitativní výzkum	14
2 Biomechanika chůze	15
2.1 Krokový cyklus	15
2.2 Fáze krokového cyklu	16
2.2.1 Stojná fáze	167
2.2.2 Švihová fáze	16
3 Biomechanické vyšetřovací metody při analýze chůze	19
4 Dolní končetina	23
5 Svaly zapojované při chůzi a jejich anatomie	26
6 Funkční vyšetření nohy	30
7 Symetrie a asymetrie chůze	32
8 Diagnostika laterality dolních končetin	34
III Výzkumná část	36
1 Cíle a výzkumné předpoklady	36
1.1 Formulace hypotéz	37
2 Metodika výzkumu	37
2.1 Sledovaný soubor	37
2.2 Popis měření	38
2.3 Zpracování výsledků	40
3 Analýza výzkumných dat	49
3.1 Závislost prvních a druhých pokusů motorických testů	50
3.2 Závislost mezi jednotlivými motorickými testy	52
3.3 Závislost mezi motorickými testy a dynamickými parametry	54
4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů	58
5 Diskuze	60
6 Návrh doporučení pro praxi	62
IV Závěr	64
V Seznam použité literatury	65

Seznam tabulek	68
Seznam příloh	69

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
a.	arteria, tepna
DK	dolní končetina
EMG	elektromyografie
KTV	Katedra tělesné výchovy
lig.	ligamentum, vaz
m.	musculus, sval
např.	například
resp.	respektive
TUL	Technická univerzita v Liberci

I Úvod

Chůze je pohyb, který využívají živočichové k přemísťování se z jednoho místa na jiné. Člověk využívá chůze na dvou dolních končetinách, nepoužívá ruce k chůzi, tudíž je nezbytná postura těla. Při chůzi člověk vykonává kroky, což znamená, že klade pravidelně jednu nohu za druhou v určitém intervalu. Tímto způsobem uskutečňuje člověk pohyb. Za chůzi je považován takový pohyb, kdy je vždy alespoň jedno chodidlo na zemi, pokud jsou na zemi obě chodidla a ani jedno nekoná pohyb kupředu, je to považováno za stoj. Během chůze se musí udržovat dynamická stabilita a rovnováha, koordinace několika systémů, aby chůze mohla být rovnoměrná. V životě člověka je chůze velice důležitá. Je zapotřebí v mnohých pracovních pozicích, ale i v běžném životě. Člověk se musí umět přemísťovat z jednoho bodu do druhého a ne být odkázán na pomoc ostatních, protože se vždy snaží být samostatným jedincem, bez závislosti na druhých. Aby byla chůze co nejdokonalejší a nejméně namáhavá, je obecným předpokladem, že chůze je symetrická, aby se zatěžovaly obě strany rovnoměrně a docházelo tak k co nejmenšímu opotřebením kloubů dolních končetin. Asymetrie se u chůze vyskytuje po různých úrazech a nemocech dolních končetin, i když se lékaři vždy snaží poraněnou nohu z hlediska funkce vrátit do původního stavu, pokud to jde. Vedou se ovšem odborné diskuze, zdali je možné, aby byla chůze asymetrická i bez úrazu, u zdravého jedince. Touto problematikou se diplomová práce zabývá. Věnuje se výzkumu symetrie a asymetrie chůze u zdravých jedinců, jelikož se hodnoty asymetrie chůze u postižených jedinců využívají k posouzení, zda člověk může například opět nastoupit do pracovního procesu nebo se začít věnovat sportům. Tím pádem by měla asymetrie chůze u zdravého člověka vliv na tyto hodnoty.

Hlavním cílem diplomové práce je zjistit, zda je z hlediska dynamických parametrů na úrovni interakce chodidla a podložky chůze zdravých jedinců symetrická a stanovit jakým způsobem ovlivňuje tuto symetrii, resp. asymetrii laterální dolních končetin. Zpracování cíle bude provedeno motorickým testováním a dynamografickým záznamem chůze zdravých jedinců, zpracováním a analýzou dat a vyhodnocením dat pomocí statistických metod.

II Teoretická část

V teoretické části jsou popsány jednotlivé kapitoly týkající se biomechaniky chůze, měřících metod a symetrie chůze, takže jsou zde uvedeny teoretické poznatky tvořící základ pro zpracování výzkumné části diplomové práce.

1 Kvalitativní versus kvantitativní výzkum

Při zkoumání pohybové činnosti jedinců se využívají různé přístupy. Pohybovou činnost lze hodnotit pomocí kvantitativních i kvalitativních ukazatelů. Kvalitativní i kvantitativní výzkum se vzájemně odlišují. Podle Gavory (2000) vychází kvalitativní výzkum ze směru fenomenologie, symbolického interakcionalismu a etnometodologie. Tento výzkum se opírá o indukci, tedy o vyvození obecného závěru z dílčích poznatků, nikdy není 100%. Postup je převážně pozorování, následně zjištění pravidelností a závěry, díky kterým lze pak stanovit teorii. Jedná se o nenumerné šetření a interpretaci. Výsledkem kvantitativního výzkumu je odkrýt význam informací, stanovení nových hypotéz a nových teorií (Gavory, 2000; Olecká & Ivanová, 2010; Švaříček & Šedřová, 2007).

Kvantitativní výzkum vychází ze slova kvantita, která znamená množství a je to tedy vlastnost, kterou lze změřit a vyjádřit číslem. Kvantitativní výzkum je takový, kde se zkoumají jevy řídicí se objektivní zákonitostmi a opakující se v přírodě i ve společnosti. Využívá se zde dedukce, která je opakem indukce. Vyvozují se tedy závěry pro konkrétní případ z obecných, již známých pravidel nebo poznatků. Nejdříve se připraví teorie, formulují se hypotézy, následně se pozorují a testují dané hypotézy a na závěr se interpretují a zobecní výsledky. Závěry vyvozené kvantitativním výzkumem jsou výstižné, zjišťují zákonitosti (Gavory, 2000; Olecká & Ivanová, 2010; Švaříček & Šedřová, 2007).

Rozdíly mezi kvalitativním a kvantitativním výzkumem jsou například počty vzorků, kde u kvalitativního výzkumu může být jeden vzorek nebo skupina vzorků a u kvantitativního výzkumu bývá velké množství vzorků. U kvalitativního výzkumu většinou technika metody spočívá v dlouhodobém pozorování vzorků a terénním výzkumu a u kvantitativního výzkumu provádíme experiment, využíváme dotazníky,

testy a jiné. Data jsou zpracována u kvalitativního výzkumu kvalitativním kódováním, analýzou a interpretací a u kvantitativního používáme kvantitativní, počítačové a statistické metody. Zatímco kvalitativní výzkum má platnost pro ten daný měřený vzorek, například žák, třída, kvantitativní výzkum se snaží využít platnost pro vybranou populaci (Gavora, 2000; Olecká & Ivanová, 2010; Švaříček & Šedřová, 2007).

V této diplomové práci bude využit kvantitativní výzkum, se vzorkem cca 50 studentů Technické univerzity v Liberci a hodnoceny budou kvantitativní ukazatele, které budou experimentálně měřeny pomocí dynamografické platformy.

2 Biomechanika chůze

Chůze člověka je lokomoční pohyb, který zajišťují dvě dolní končetiny a díky kterému se lidé dokážou přemisťovat na různá místa. Jedná se o úkon, který má sice některé obecné znaky společné u všech lidí, ale také obsahuje znaky, které jsou u každého člověka individuální. Chůze je komplexní pohyb, protože je do něj zapojeno hned několik systémů. Jedná se o celkovou koordinaci pohybů horních končetin, páteře a nejvíce dolních končetin, které jsou nejvíce zatěžované. Při chůzi musí člověk zachovávat vzpřímenou polohu těla a udržovat rovnováhu při fázi zatěžování a nezatěžování končetin. Při chůzi člověk periodicky klade nohy po sobě dopředu s podmínkou, že je vždy alespoň jedna noha na podlaze a tím vytváří kinetiku neboli pohyb po určité dráze a mění tím svou pozici v prostoru. Chůze je řízena centrálním nervovým systémem a realizována pomocí svalů a kostry lidského těla. Má zahajovací fázi, cyklickou fázi a fázi ukončení. Pro lepší popis cyklické fáze je zaveden pojem krokový cyklus, ve kterém končetina provádí opakované, cyklické pohyby (Dungl, 2014; Dylevský, 2011; Jančová, 2013; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1 Krokový cyklus

U popisu chůze se podle Perryho & Burnfielda (2010) rozeznávají krok a dvojkrok (Obrázek 1). Délka kroku je vzdálenost mezi patami při chůzi a délka dvojkroku je vzdálenost dvou po sobě jdoucích kroků, tedy kontaktů jednoho a toho

samého chodidla. Tomuto intervalu se říká krokový cyklus. To znamená, že dvojkrok je vzdálenost nebo časový interval, kdy se chodidlo dolní končetiny setká s podložkou a totéž chodidlo opětovně dopadne na podložku, tím pádem se v krokovém cyklu objeví kroky obou končetin. Krokový cyklus je započat při dopadu paty končetiny na podložku a ukončen dopadem té samé paty opět na podložku (Dungl, 2014; Vařeka & Vařeková, 2009).

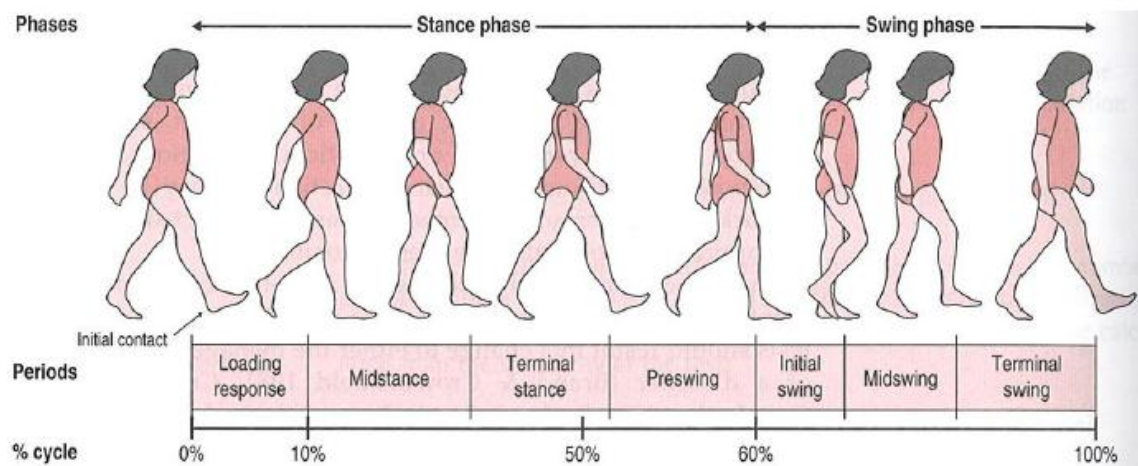


Obrázek 1 Krok a dvojkrok (Perry & Burnfield, 2010)

2.2 Fáze krokového cyklu

Krokový cyklus se podle Seymoura (2002) a Whittleého (1997) dělí na dvě fáze, na fázi oporovou nebo také stojnou a na fázi švihovou, kde větší část cyklu (asi 60 %) zaujímá fáze oporová a zbylých 40 % fáze švihová. Poměry těchto dvou fází jsou závislé na rychlosti chůze, jelikož se zvyšující se rychlostí chůze se zkracuje doba trvání oporové fáze a naopak se prodlužuje fáze švihová. Ve fázi oporové je chodidlo ve styku s podložkou, jedná se tedy o statickou fázi, při které je přenášena hmotnost člověka. Ve fázi švihové je celé chodidlo ve vzduchu a nedotýká se tedy podložky, jedná se o dynamickou fázi, kde je hmotnost těla přenesena pouze na oporovou končetinu. Při chůzi se dále střídají fáze jednooporová a dvouoporová, kdy jednooporová fáze znamená, že je v kontaktu s podložkou pouze jedno chodidlo a druhé je v ten okamžik ve švihové fázi a dvouoporová fáze je v době, kdy se s podložkou stýkají obě chodidla. Jednooporová fáze pravé končetiny má stejnou délku trvání jako švihová fáze na končetině levé a naopak (Svoboda, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009).

Tyto zmiňované fáze se dále dělí na podrobnější úseky, jejichž názvy či členění se liší podle různých autorů, avšak mohou se někdy navzájem doplňovat. Například podle Perry & Burnfielda (2010) je dělení krokového cyklu následující (Obrázek 2) :



Obrázek 2 Dělení krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010)

- Stojná fáze
 1. Inicial Contact (počáteční kontakt)
 2. Loading Response (postupné zatěžování)
 3. Mid Stance (mezistoj)
 4. Terminal Stance (konečný stoj)
 5. Pre Swing (předšvih)
- Švihová fáze
 6. Initial Swing (počáteční švih)
 7. Mid Swing (mezišvih)
 8. Terminal Swing (konečný švih).

Další dělení uvádí například Vaughan (in Kolář et al., 2010):

1. Heel strike (úder paty)
2. Foot flat (kontakt nohy)
3. Midstance (střed oporové fáze)
4. Heel off (odvinutí paty)
5. Acceleration (zrychlení)
6. Midswing (střed švihové fáze)
7. Deceleration (zpomalení).

2.2.1 Stojná fáze

Inicial contact neboli počáteční kontakt je brán od doby, kdy se pata chodidla dotkne podlahy. Dochází zde k přenesení hmotnosti těla člověka a zároveň k brzdění nárazu chodidla. V této fázi je chodidlo v lehké supinaci a pata v částečné inverzi. Kyčelní kloub je ve flexi a naopak kolenní kloub téměř v úplné extenzi, cca. 5° flexe a kotník je v neutrální poloze. Počáteční kontakt trvá od 0 asi do 2 % intervalu (Marenčáková, 2013; Valíková, 2012; Vařeka & Vařeková, 2009).

Fáze postupného zatěžování plynule navazuje na počáteční kontakt. V tomto úseku je dvouoporová fáze v průběhu mezi počáteční fází a odrazem palce na druhé končetině a chodidlo je pokládáno na podložku flexí v hlezenním kloubu. Během této fáze je přenášena hmotnost z jedné končetiny na druhou (stojnou, přední). Dochází k absorpci nárazu a k flexi kolenního kloubu, aby se zamezilo nadměrné elevaci kyčelního kloubu. Následně v kyčli nastává extenze a kotník přechází do plantární flexe. Tento interval trvá od 2 % a končí ve 12 % krokového cyklu (Jakubál, 2013; Svoboda, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009).

Mezistoj patří mezi jednooporovou fázi. Jedná se o fázi, kdy chodidlo ve švihové fázi mívá chodidlo oporné, které je celou plochou na podlaze. V této fázi je těžiště zpomalené, protože je v nejvyšším bodě. V této fázi dochází k takzvanému zhoupnutí kotníku. Mezistoj trvá od 12 % a končí v 31 % krokového cyklu (Jakubál, 2013; Svoboda, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009).

Ve fázi konečného stoje dochází k odlepení stojného chodidla od podložky a zároveň k dopadu kolaterálního chodidla na podložku, hmotnost těla se začíná přenášet na přední končetinu. Kolenní kloub se nachází v neutrální pozici nebo v mírné flexi a kyčel je v maximální extenzi. Tato fáze trvá od 31 % a končí v 50 % krokového cyklu (Jakubál, 2013; Svoboda, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009).

V předšvihové fázi dochází k přenosu hmotnosti na přední končetinu, v této fázi se opět objevuje dvouoporová fáze od chvíle kontaktu švihového chodidla s podložkou a to až do okamžiku odražení palce kolaterální končetiny. K přenosu pohybu vpřed pomáhá flexe v kolenním kloubu. Fáze trvá od 50 % a končí v 62 % krokového cyklu (Jakubál, 2013; Svoboda, 2008; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2.2 Švihová fáze

Švihová fáze začíná fází počátečního švihu, kde fáze počátečního švihu je dlouhá asi 1/3 celkové délky švihové fáze. Fáze počátečního švihu je považována od doby zvednutí palce od podložky, kdy končetina není v kontaktu s podložkou. Počáteční švih končí v okamžiku, kdy se švihová končetina míjí s končetinou opornou. V této fázi dochází k maximální flexi v kolenním kloubu, dále k flexi v kloubu kyčelním a dorzální flexi v kloubu hlezenním. Fáze počátečního švihu trvá od 62 % a končí v 75 % krokového cyklu (Svoboda, 2008; Valíková, 2012; Vařeka & Vařeková 2009).

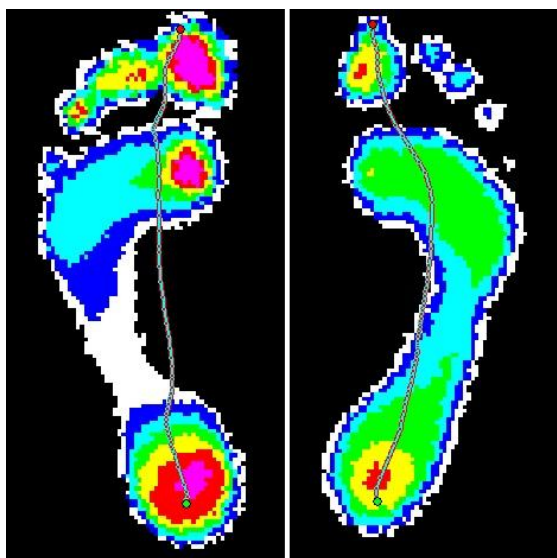
Ve fázi středního švihu dochází z maximální flexe v kolenním kloubu k postupné extenzi v koleni a k dosažení vertikální polohy tibie. V kyčelním kloubu dochází k flexi a švihová končetina se postupně dostává před stojnou končetinu. Tato fáze trvá od 75 % a končí v 87 % krokového cyklu (Svoboda, 2008; Valíková, 2012; Vařeka & Vařeková 2009).

Poslední fáze, konečný švih, je příprava chodidla na další krokový cyklus. Tato fáze je ukončena dotykem švihové nohy s podložkou a úplnou extenzí v kolenním kloubu. Končetina se snaží zaujmout co nejvýhodnější postavení pro počáteční kontakt. Konečný švih začíná od 87 % a končí ve 100 % krokového cyklu, poté se celý proces může opakovat (Svoboda, 2008; Valíková, 2012; Vařeka & Vařeková 2009).

3 Biomechanické vyšetřovací metody při analýze chůze

Biomechanika je vědní obor z oblasti mechaniky, který zkoumá mechanické vlastnosti biologických objektů. Biomechanický výzkum v oblasti pohybové činnosti využívá různé metody. Z obecného pohledu se mohou biomechanické vyšetřovací metody dělit na dynamické, kinematické a ostatní. Dynamická analýza chůze používá pro kvantifikaci pohybové činnosti měření silových parametrů. Jako silové parametry jsou měřeny především síly vnitřní a vnější. Dynamická analýza je prováděna například pomocí dynamometrie, kde je výstupní proměnná například velikost maximální síly. Jedná se o měření síly, kterou je schopen člověk působit na určité těleso. Pro detailnější analýzu je však nutné znát změny síly v průběhu dané činnosti, tedy v čase. Tuto informaci poskytuje dynamografie, protože slouží k určení závislosti síly na čase.

Dynamografie umožňuje měření tlaku pod ploškou, obvykle při chůzi nebo různých postojích. Základním vybavením pro použití této metody jsou tlakové plošiny, podložky či vložky s vysokou hustotou tlakových senzorů. Sensory jsou nejčastěji používány kapacitní a odporové. Ty využívají měření reakční síly, která vzniká při kontaktu těla s povrchem plošiny. Výsledná reakční síla je měřena ve směru vertikálním. K detailnější analýze tlakových sil se používá pedobarografie. Je to v podstatě klasický plantogram, ale v detailnější formě. Základním parametrem je tlak a jeho distribuce v ploše a jeho změny v čase. Pro záznam rozložení tlakových sil je využívána matice několika set miniaturních snímačů, které jsou pravidelně rozmístěné v malých vzdálenostech. Výhodou výstupů je možnost rozdělení chodidla na několik částí. Grafické znázornění umožňuje přehledné rozložení tlakových sil na kontaktu nohy s podložkou při chůzi pomocí barevných map, kde se barva mění s velikostí zatížení (Obrázek 3). Tato metoda umožňuje sledovat například průběh pronace a supinace v oblasti zánoží, středonoží a předonoží na základě změny rozdílů v zatížení mediální a laterální oblasti zánoží, středonoží nebo mediálních a tří laterálních metatarzů. Dále umožňuje hodnocení symetrie chůze za pomoci indexů symetrie a další důležité vlastnosti chůze (Janura, 2009; Janura, 2011).



Obrázek 3 Rozložení tlakových sil (Jandová, 2015)

Díky současnému rychlému vývoji nových technologií existuje celá řada tenzometrických desek, které umožňují snímání dynamických parametrů chůze. Používají se například dynamometrické podložky od německé firmy Novel, která je

světovou jedničkou v oblasti přesných a spolehlivých systémů k měření rozložení zatížení. Společnost vyvinula několik systémových skupin, které jsou schopny měřit kontaktní síly mezi mnoha povrchy, například mezi rukou a náčiním, nohou a botou, hýžděmi a sedadlem nebo pneumatikami aut a zemí. Všechny systémy od Novelu jsou certifikované zdravotnické produkty. Pracují s vysokou kvalitou, například chyba měření udávaná výrobcem u tenzometrických plošin je menší než 2,5 %, s kalibrovanými snímači, výrobce uvádí přesnost plochy snímače vyšší než 99,73 % a poskytují spolehlivé a reprodukovatelné dlouhodobé měření. Součástí systémů je vědecký software umožňující analýzu lékařských a průmyslových dat. Firma Novel produkuje systém Pedar[®], který se specializuje na měření uvnitř boty a vyhodnocuje lokální zatížení mezi nohou a botou, Pliance[®] systém, který hodnotí rozložení zatížení na měkkých a 3D deformovaných površích a je využíván například pro měření na autosedačkách, systém Manugraphy[®] umožňující určit sílu prstů i jednotlivých článků prstů a je tedy velice využíván pro biomechanickou analýzu ruky a systém Emed[®], který jsme využili pro měření v našem experimentu (Novel.de).

Systém Emed[®] využívá plošinu senzorů pro měření rozložení zatížení na bosém chodidle (Obrázek 4). Podložky Emed[®] jsou přesné elektronické systémy určeny pro záznam a vyhodnocování rozložení tlaku pod chodidlem ve statickém a dynamickém stavu. Systém Emed[®] se využívá pro diagnostiku chodidla a posouzení funkce chodidla v mnoha medicínských oborech. Jedná se tedy o přenosný měřicí systém, který zahrnuje kalibrované kapacitní snímače zabudované v ploše desky pro měření rozložení tlaků na podložce (Novel.de).



Obrázek 4 Dynamografická deska Emed[®] (Novel.de)

Emed[®] umožňuje připojit se k notebooku nebo stolnímu počítači přes USB, což umožňuje rychlé a snadné používání a vyžaduje operační systém Windows 7 nebo 8. Systém spustí automaticky nahrávání, když se chodidlo měřené osoby dotkne podložky. Naměřená data lze ovládat pomocí databáze Novel a ta je propojena s Novel softwarem. Měřicí software emed[®] ovládá desku a shromažďuje a zobrazuje údaje o plantárním tlaku nohy. K dispozici jsou různé úrovně měřicího softwaru. Podložky emed[®] jsou k dispozici v různých rozměrech, rozlišeních, frekvencích a možnostech synchronizace. Každá deska má odlišné technické specifikace (Novel.de).

Kinematická metoda sleduje pohyb bez ohledu na příčiny (síly) pohyb způsobující. Sleduje polohu těla v prostoru a čase, sledované parametry jsou například dráha, úhel, rychlost nebo zrychlení. Kinematografická analýza chůze je založena na vyhodnocení videozáznamu pohybu určením souřadnic vybraných bodů na sledovaném objektu. 3D kinematografická analýza využívá tři souřadnicových os x, y a z. Tím jsou určeny anatomické body, na které se připevní značky, které buď vysílají signál (aktivní značky), který snímá kamerový systém nebo jsou pouze kontrastní vůči pozadí (pasivní značky). Svět kolem nás je ve 3D zobrazení, kamera však umožňuje pouze 2D zobrazení. Kvůli pořízení prostorových souřadnic bodu je tedy nutné, aby byl anatomický bod snímán minimálně dvěma kamerami. Pro správné hodnocení polohy bodů je zapotřebí, aby byl úhel mezi optickými osami kamer přibližně 90°. Na různých záznamech jednoho bodu se získá několik dvojic rovinných souřadnic. Jejich transformací se následně získají prostorové souřadnice bodu podle principů studie Abdel-Aziz & Karara (1971). Pomocí souřadnic lze stanovit délky segmentů, velikost úhlů mezi nimi, polohu těžiště lidského těla atd. a odvodit další parametry, které umožní popsat sledovaný pohyb a tím zanalyzovat chůzi daného člověka (Janura, 2009; Janura, 2011; Marenčáková, 2013).

EMG neboli elektromyografie je metoda, při které dochází k zaznamenávání elektrických signálů, které jsou odeslány z neuronů do svalových vláken, čímž je zaznamenáván akční potenciál nebo také z nervosvalové ploténky do konců svalových vláken. Elektromyografie může být povrchová nebo jehlová (podpovrchová). Povrchová elektromyografie se používá pro analýzu aktivace svalů během klidu či za funkční aktivity. Tato technika zachytává a měří elektrickou aktivitu a změny elektrického potenciálu svalu a umožňuje vyšetřování svalových synergií i svalové převahy ve specifických pohybových vzorcích. Často se EMG používá pro určení produkce svalové síly a pro analýzu svalové únavy. Konfigurace celého svalu spočívá

v použití malých elektrod umístěných mezi inervační zónu a šlachový úpon, jedná se o bipolární elektrody. Mohou se ovšem použít i gridy (multipolární elektrody) nebo jedna elektroda (monopolární). Měří se přirozené stahy svalu, ale také záškuby svalů vyvolané drážděním periferních nervů. V naměřeném elektromyogramu se odráží centrální i periferní nervosvalové vlastnosti, protože amplituda a energetické spektrum závisí na vlastnostech membrány svalového vlákna a na načasování akčních potenciálů motorické jednotky. EMG se využívá především pro diagnostiku neurosvalových onemocnění a poškození, kineziologii a poruchy kontroly pohybového aparátu (Jakubál, 2013).

Cílem analýzy chůze je nejen pochopení funkce dolní končetiny a motorického systému, ale i využití získaných výsledků v klinické praxi při diagnostice a léčbě konkrétního pacienta. Často jsou využívány různé kombinace těchto uvedených metod analýzy chůze, pro kvalitnější a přesnější výsledky (Vařeka & Vařeková, 2009).

4 Dolní končetina

Pro chůzi člověka mají rozhodující význam dolní končetiny. Podle Dylevského (2009) má dolní končetina v podstatě shodnou stavbu jako končetina horní jen je pevnější a hrubší a jejich rozdíly se liší převážně kvůli jejich funkcím. Oproti končetině horní má dolní končetina funkci lokomoční a statickou, musí být tedy dostatečně nosná a nemá proto tolik volnosti jako horní končetina. Nejdůležitější je pro zajištění pohybu vzpřímeného těla volná část dolní končetiny a kosti nohy. Vzpřímené tělo je možné udržet spojením určitého postavení páteře a napnutých dolních končetin. Většina zatížení těla je tak vedena do dlouhých kostí dolní končetiny.

Volná část dolní končetiny navazuje na pletenec dolní končetiny neboli kost pánevní, která splynula ze tří částí, kosti kyčelní, kosti sedací a kosti stydké. Kost pánevní tvoří s páteří funkční celek, kde dochází k transformaci tlaků trupu těla na dolní končetiny. I fyziologické zakřivení páteře, takzvaná kyfóza a lordóza jsou ovlivněny pánevním sklonem, který závisí na délce dolních končetin. Celkové postavení lidského těla je tedy ovlivněno stavbou a vyvinutím dolních končetin (Čihák, 2011).

Pletenec dolní končetiny je spojen s volnou částí dolní končetiny kyčelním kloubem. Jedná se o kloub kulovitý omezený, který má hlubokou jamku, o jejíž okraje

se zastavují pohyby v tomto kloubu. Kloubní pouzdro začíná na okrajích acetabula a upíná se na krček kosti stehenní. Vazy zesilující kloubní pouzdro kyčelního kloubu jsou ligamentum (dále jen lig.) iliofemorale, lig. pubofemorale, lig. ischiofemorale, lig. capitis femoris a zona orbicularis. Kyčelní klouby nesou trup a balančními pohyby pomáhají udržet rovnováhu. V základním postavení, při vzpřímeném stoji jsou možné následující pohyby: flexe přibližně do 120 °, která se může zvětšit za současně abdukce, extenze pouze do 13 °, abdukce do 40 °, která může být větší za současně flexe, addukce do 10 ° a rotace zevní do 15 ° a vnitřní do 35 ° (Čihák, 2011; Dungl, 2014).

Kost stehenní neboli femur je největší a nejsilnější kost v lidském těle a rozlišuje se na 4 části – caput femoris, která zapadá do kloubní jamky kyčelního kloubu, collum femoris, corpus femoris a condyli femoris, které navazují na kolenní kloub. Kolenní kloub je tvořen kondyly femuru a kondyly tibie, a jelikož si neodpovídají ve tvarech plošek, stýkají se jen v malé ploše a většinu plochy styku pro femur jsou menisky. Kolenní kloub je velice složitý útvar, proto obsahuje spoustu vazů a šlach, které kloub zpevňují a umožňují mu pohyb. Rozsah flexe kolenního kloubu je 130-160 °, extenze by u zdravého kolena neměla přesáhnout 15 ° a samostatné rotace kolene, vnitřní a zevní jsou v kloubu možné jen se současnou flexí kolene a jedná se o rozsah 5-10 ° pro vnitřní rotaci a 30-50 ° pro zevní rotaci kolene (Čihák, 2011; Dungl, 2014).

Po kolenním kloubu následují kosti bérce, které jsou tibia, kost holenní a fibula, kost lýtková spojené kloubními ploškami. Tibia má převážně nosnou funkci, jelikož fibula ji nemá, slouží hlavně jako místo, kde začínají svaly. Tibia se skládá ze tří hlavních částí. Proximální část tvořená kondyly, corpus tibiae, silné tělo kosti a distální část, která na mediální straně vybíhá jako vnitřní kotník, malleolus medialis. Fibula je tvořena čtyřmi částmi. První je caput fibulae, následuje collum fibulae, corpus fibulae a malleolus lateralis, tj. zevní kotník (Čihák, 2011; Dungl, 2014).

Kosti bérce přecházejí v klouby nohy. Prvním kloubem nohy je kloub hlezenní čili horní kloub zánártní, articulatio talocruralis. Zde se stýkají plošky tibie, fibuly a talu. Zesílení kloubního pouzdra opatřují ligamenta collateralia. Při normálním postavení umožňuje kloub hlezenní plantární flexi do 30-35 °, dorzální flexi do 20-25 °. Další kloub je dolní kloub zánártní, který se skládá z articulatio subtalaris, articulatio talocalcaneonavicularis a articulatio calcaneocuboidea. Articulatio subtalaris je válcový kloub, jako kloubní plochy má hlavici na kosti patní a jamku na kosti hlezenní. Articulatio talocalcaneonavicularis má hlavici tvořenou z caput tali a dvou plošek talu pro kalkaneus a jamku tvořenou vpředu kostí loďkovitou, os naviculare a dole přední

a střední ploškou kalkaneu pro talus. *Articulatio calcaneocuboidea* je spojením prohnutých ploch konce kosti patní s kostí krychlovou. Osa pohybu dolního kloubu zánártního jde od zevní strany zadního okraje patní kosti šikmo směrem dopředu mediálně do *collum tali* a nad *os naviculare* a zároveň je skloněna zdola zezadu nahoru dopředu. Kolem této osy koná *tarsus inverzi* nohy, kde je sdružena plantární flexe s addukcí a se supinací nohy a *everzi* nohy, u které je sdružena dorsální flexe s abdukací a pronací nohy (Čihák, 2011; Dungl, 2014).

Kosti nohy jsou tvořeny kostmi zánártními, kostmi nártními, články prstů a sezamskými kůstkami. Kosti zánártní, *ossa tarsi* tvoří ze svých 7 kostí *tarsus* čili zánártí. Zánártí tedy obsahuje kost hlezenní (*talus*), kost patní (*calcaneus*), kost loďkovitou (*os naviculare*), tři kosti klínové (*ossa cuneiformia*) a kost krychlovou (*os cuboideum*). Kost hlezenní je skloubená s kostmi bérce, kost patní je přikloubená zespodu ke kosti hlezenní a je posunutá fibulárně, vpředu je k talu připojená kost loďkovitá, ke které jsou zepředu přikloubené kosti klínové. Ke kosti patní je ještě zepředu přikloubená kost krychlová. Kost patní je největší zánártní kost a je na ni působeno velkými tlakovými silami při stoji. *Articulatio cuneonavicularis* kloubí tři kosti klínové a kost loďkovitou, jedná se o tuhé skloubení. Vazy na dorsální a plantární straně slouží jako zesílení tohoto skloubení a pomáhají udržovat nožní klenbu (Čihák, 2011; Dungl, 2014).

Kosti nártní (*ossa metatarsi*) bývají označovány jako 1. - 5. *metatars*. Jedná se o pět kostí, které dohromady utvářejí část kostry nohy označenou jako *metatarsus* neboli nárt. Jsou velice podobné metakarpálním kostem ruky nejen stavbou, ale také osifikací a vývojem. Jsou označovány číslicemi I – V číslovány od palce k malíčku. Kosti nártní mají kloubní plošky na spojení s tarsálními kostmi, na spojení mezi sebou a na spojení s kostmi prstů nohy a vazy zesilující tyto kloubní pouzdra mají také význam pro udržení nožní klenby (Čihák, 2011; Dungl, 2014).

Kosti prstů (*ossa digitorum*) tvoří 2 články prstů na palci a 3 články na ostatních prstech nohy. Kosti prstů nohy jsou také podobné kostem prstů ruky, jen jsou kratší a drobnější. Jejich součástí jsou kloubní plošky pro spojení s příslušnými kostmi nártními a mezi sebou. Noha obsahuje i sezamské kůstky, které jsou vnořeny v úponových šlachách krátkých svalů palce (Čihák, 2011; Dungl, 2014).

Klenba nohy je tvořena příčně a podélně a chrání měkké části chodidla a podmiňuje pružnost nohy. Podélná klenba je na fibulární straně nižší a na tibiální vyšší. Na udržení podélné klenby se účastní vazy plantární strany nohy, *ligamentum*

plantare longum, svaly, aponeurosis plantaris a šlašitý třmen. Na udržení příčné klenby se podílejí napříč probíhající systémy vazů na plantární straně a šlašitý třmen. Oslabení svalů a vazů má za následek pokles mediální strany nohy a tím i pokles klenby a například vznik ploché nohy (Čihák, 2011; Dungl, 2014; Jančová, 2013).

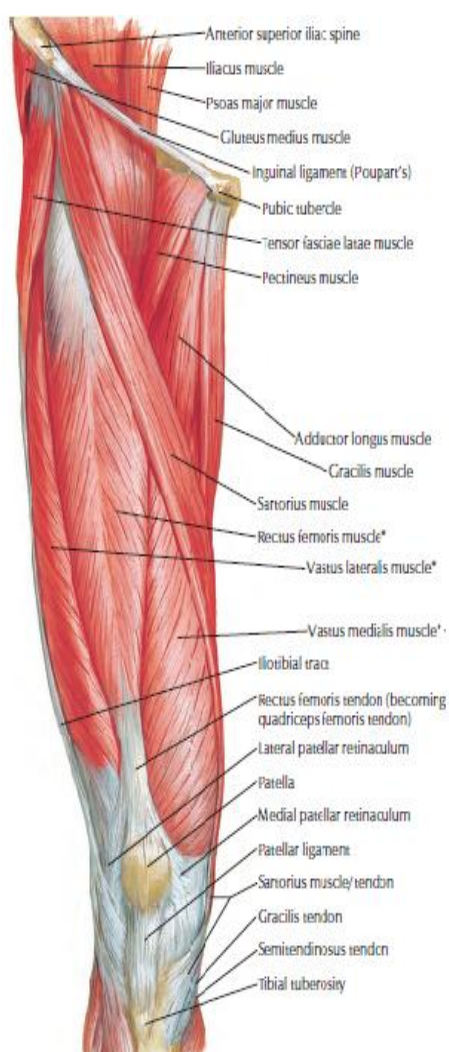
5 Svaly zapojované při chůzi a jejich anatomie

Přesun z určitého místa na místo jiné je u člověka realizováno zpravidla pomocí pedální lokomoce, v takovém případě se jedná o chůzi. Hlavní práci potřebou pro přemísťování vykonávají svaly dolních končetin, zkr. DK (Obrázek 5 a 6). V tom je určen rozdíl od apedální lokomoce (například plazení), kdy jsou využívány převážně svaly trupu. Jelikož člověk chodí po dvou dolních končetinách, participují svaly trupu a horních končetin na lokomoci pouze minimálně. Mohou sice převádět setrvačnost určitým segmentům, ale nedokážou zajistit kinetické energie pro změnu polohy. Svaly dolních končetin tedy pracují v oporné fázi a vykonávají v tomto ohledu hlavní práci (Dylevský, 2007; Dylevský, 2011; Vařeka & Vařeková, 2009).

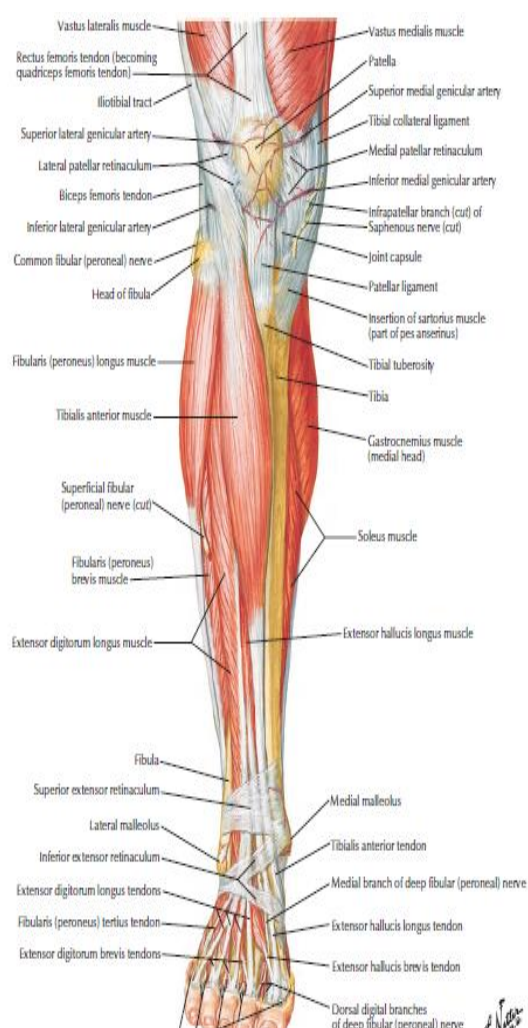
Ve fázi počátečního kontaktu dochází k prvotní absorpci energie nárazu, setrvačnost těla musí být zpomalena aktivitou musculus gluteus maximus, který brzdí flekční moment kyčle. Velký sval hýžd'ový začíná zeširoka od zadní části lopaty kyčelní, od kosti křížové a od kostrče a jde na zadní a zevní stranu proximálního konce těla femuru. Je důležitý pro vzpřímenou postavu, vstávání ze sedu do stoje, při chůzi do schodů apod. Další svaly užívané ve fázi počátečního kontaktu jsou ischiocrurální svaly (extenzory kolene), které excentricky brzdí flexi kolene a musculus tibialis anterior, který zahajuje první zhoupnutí paty a brzdí plantární flexi. Přední sval holenní sestupuje před vnitřním kotníkem k vnitřnímu okraji nohy a kolem něho pod plantu. Sval začíná na proximálních dvou třetinách laterální strany tibie a na přilehlé části membrána interossea a upíná se na plantární straně os cuneiforme mediale a bázi 1. metatarzu. Tento sval zajišťuje dorzální flexi, extenzi nohy a supinaci nohy (Čihák, 2011; Dylevský, 2007; Valíková, 2012).

Ve stadiu zatěžování se svou aktivitou podílejí na absorpci energie nárazu a přenosu váhy na stojnou končetinu svaly musculus quadriceps femoris, který svou kontrakcí absorbuje náraz a brání tak kolapsu kolene a ischiocrurální svaly, které

odemykají koleno a zvětšují jeho flexi. Musculus quadriceps femoris, zvaný čtyřhlavý sval stehenní obsahuje m. rectus femoris, který přichází od os coxae z oblasti nad acetabulem a uložený povrchově na přední straně stehna, m. vastus medialis et lateralis, postranní svaly obalující femur od obou labia lineae asperae a sestupující šikmo dopředu k úponové šlaše a m. vastus intermedius, který je hluboký a začíná na přední straně femuru. Dále se svou aktivitou podílejí na absorpci energie nárazu a přenosu váhy na stojnou končetinu svaly musculus tibialis anterior, ten brzdí dopad chodidla na podložku, musculus gluteus maximus podílejší se na akceleraci pohybu vpřed a pohybu kyčle směrem do extenze a musculus gluteus medius zajišťující stabilitu pánve. Musculus gluteus medius je střední sval hýžd'ový začíná na zevní ploše lopaty kyčelní kosti až ke crista iliaca a upíná se na přední, horní a zadní okraj velkého trochanteru (Čihák, 2011; Valíková, 2012).



Obrázek 5 Svaly DK (Netter, 2014)



Obrázek 6 Svaly DK (Netter, 2014)

Ve středním stoji je člověk nejvíce nestabilní a aktivuje se zde sval *musculus triceps surae* brzdící pohyb a usměrňující dorziflexi hlezenního kloubu. *M. triceps surae* je trojhlavý sval lýtkový a skládá se z *m. gastrocnemius* se dvěma hlavami a z *m. soleus*. *M. gastrocnemius* začíná na okrajích kondylů femuru, obě hlavy pak distálně přecházejí v mohutnou šlachu s názvem *tendo calcaneus* (Achillova šlacha) upnutou na *tuber calcanei*. *M. soleus* začíná na hlavici fibuly a *linea musculi solei* tibie a připojuje se do Achillovy šlachy. *M. triceps surae* funguje jako plantární flexor nohy, zdvihá tělo při chůzi a udržuje správnou pozici bérce vůči noze. Dále se v této fázi aktivuje *musculus quadriceps femoris*, který stabilizuje koleno a způsobuje jeho extenzi, *musculus gluteus maximus*, ischiocrurální svaly a *musculus gluteus medius* stabilizující pánev (Čihák, 2011; Valíková, 2012).

V konečném stoji dochází k posunu těla vpřed, kde je velice důležité lýtkové svalstvo. *Musculus soleus* zastaví dopředný pohyb tibie a produkuje akcelerační sílu chůze. *Musculus tibialis posterior* způsobí inverzi chodidla a peroneální svaly táhnou do everze a dohromady stabilizují chodidlo. *M. tibialis posterior*, česky zadní sval holenní, prochází za vnitřním kotníkem a pokračuje úponovou šlachou ke skeletu tarzu. Začíná na *membrana interossea cruris* a přilehlých okrajích tibie a fibuly. Větvená šlacha se upíná na *tuberositas ossis navicularis* a na spodní plochu kostí klínových. Tento sval zajišťuje plantární flexi nohy a zdvihání tibiálního okraje nohy, díky kterému podchycuje podélnou klenbu nohy. V této fázi se také účastní dlouhé flexory prstů, které fixují předonoží s metatarzophalangeálními klouby kvůli následnému odrazu. *M. flexor digitorum longus* čili dlouhý ohýbač prstů začíná na *facies posteriori tibiae* v rozsahu dvou třetin délky a na přilehlé části *membrana interossea cruris*, poté se štěpí ve čtyři šlachy pro 2. až 5. prst, kde se upíná na distální články prstů. Funkcí tohoto svalu je flexe nohy, především prstů, kdy sval tiskne prsty k podložce při odvíjení nohy za chůze (Čihák, 2011; Valíková, 2012).

Předšvihová fáze představuje konečnou fázi stoje, dochází k přenosu hmotnosti na druhou končetinu a odrazu stojné. Na této fázi se podílejí svaly *musculus gastrocnemius*, který odemyká koleno a iniciuje flexi v koleni, *musculus rectus femoris*, distální část, která kontroluje flexi v koleni a brzdí pohyb tibie. Dále se na předšvihové fázi, jako flexory kyčle, podílejí svaly *musculus rectus femoris*, proximální část a *musculus adductor longus* (Čihák, 2011; Valíková, 2012).

Na počátečním švihu, který nastává v době, kdy se palec odtáhne od podložky, se podílí řada svalů. Kyčelním kloubem do flexe, addukce a zevní rotace pohybují svaly

musculus iliacus, musculus adductor longus, musculus sartorius a musculus gracilis. Musculus iliacus je součástí svalu m. iliopsoas, jedná se o sval kyčelního kloubu. Začíná ve fossa iliaca a upíná se na trochanter minor, jeho funkcí je flexe kyčelního kloubu a pomocná addukce kyčelního kloubu. Jedná se o důležitý sval při vykročení. Musculus adductor longus čili dlouhý přitahovač se rozšiřuje směrem k úponu a je přístupný z přední strany stehna. Začíná na kosti stydké a upíná se na labium mediale lineae aepae. Musculus sartorius neboli dlouhý sval stehenní, sval krejčovský jde od spina iliaca anterior superior šikmo spirálovitě po přední straně stehna na vnitřní stranu kolena, je to dlouhý a štíhlý sval. Tento sval zevně rotuje dolní končetinu. Musculus gracilis, štíhlý sval stehenní sestupuje jako štíhlý pás podél vnitřní strany stehna, je to povrchový sval. Začíná na os pubis a upíná se na vnitřní plochu tibie pod mediálním kondylem, za úponem m. sartorius. Flexory kolene kontrolují setrvačnost flexe kolene. Před odtažením palce ustává aktivita musculus triceps surae a nahrazuje ho musculus tibialis anterior. Chodidlo se zvedá pomocí musculus extensor digitorum longus. M. extensor digitorum longus známý jako dlouhý natahovač prstů sestupuje po bérce, kde se mění ve šlachy, která se na hřbetu nohy dělí ke 2. – 5. prstu. Sval začíná na zevním kondylu tibie, předním okraji fibuly a přilehlé části membrána interossea. Upíná se na dorzální aponeuróze 2. -5. prstu s úponem na distálním článku. Sval zajišťuje dorzální flexi a extenzi nohy a prstů (Čihák, 2011; Valíková, 2012).

Střední švih, ve kterém je kolenní kloub v maximální flexi končí vertikálním postavením tibie. V této fázi se na flexi v kyčli podílí sval musculus iliopsoas, který pokračuje ve flexi do 20 ° a na extenzi kolene podílejí svaly musculus quadriceps femoris a musculus sartorius. Musculus tibialis anterior v této fázi zajišťuje držení hlezna v nulové poloze, aby nedošlo k přepadávání špičky (Čihák, 2011; Valíková, 2012).

V konečném švihu se švihová končetina dostává do kontaktu s podlahou. Zde se podílejí svaly musculus gluteus maximus a ischiocrurální svaly, které střídají aktivitu flexorů kyčle a brzdi flexi a dorzální flexory hlezna připravující chodidlo na došlap. Musculus quadratus lumborum, břišní a zadové svaly kontrolují pokles pánve (Čihák, 2011; Valíková, 2012).

6 Funkční vyšetření nohy

V ortopedii se vyšetření nohy provádí za cílem stanovení diagnózy. U funkční diagnózy jsou popisovány ztráty, druh a tíže postižení pohybového aparátu. Funkčním vyšetřením nohy se zjišťuje aktivní a pasivní pohyblivost v jednotlivých kloubech nohy. Stanovuje se aktivní a pasivní rozsah pohybu a vždy se srovnává s druhou stranou (Dungl, 2014).

Při funkčním vyšetření nohy nejprve stojí pacient lehce rozkročen s končetinami obnaženými nad kolena. Jsou zaznamenány všechny deformity kloubní pohyblivosti, pevnost vazů, atrofie svalů lýtky, bérce i nohy, konfigurace Achillovy šlachy, valgózní či varózní postavení paty, šířka přednoží a postavení prstů. Pacient je dále vyzván k chůzi a sleduje se tendence k vnitřní nebo zevní rotaci nohy. Vnitřní rotace je způsobena vnitřní torzí tibie, zevní rotace je způsobena zevní rotací v kyčli. Dále pacient musí chodit po špičkách, po patách a po zevní i vnitřní hraně chodidla. Takto lze efektivně, ale jen zhruba zhodnotit svalovou sílu a pohyblivost sub talo a hlezna. U ruptury Achillovy šlachy je chůze po špičkách nemožná (Dungl, 2014; Křivošíková, 2011).

Následuje vyšetření pacienta vsedě s nohama volně svěšenými. Součástí je vyšetření pasivních pohybů v kloubech a vyšetření aktivních pohybů, při kterých vyšetřujeme proti odporu svalovou sílu. Dále se pozoruje kůže, zda se na ní nevyskytují trofické změny, ztvrdnutí kůže či kožní infekce a pulzace na arteria dorsalis pedis a a. tibialis posterior. Následně se může použít orientační neurologické vyšetření. Pozornost je třeba věnovat i druhu obuvi a sešlapání podrážky (Dungl, 2014; Křivošíková, 2011).

Součástí vyšetření je palpace tonu svalů a zjištění omezení pohyblivosti v jednotlivých kloubech, kloubní blokády a některé funkční zkoušky včetně vyšetření chůze. Pro hodnocení síly svalů se používá svalový test dle Jandy (2004). Anticipace šlachového přenosu vyžaduje sílu podle Jandova svalového testu alespoň 4 u přenášeného svalu, což odpovídá přibližně 75 % síly normálního svalu. Sval provede lehce pohyb v celém rozsahu a dokáže překonat středně velký vnější odpor.

Na noze se vyšetřuje pasivní rozsah pohybů v jednotlivých kloubech a pohyby nohy jako celku a rozsah aktivních pohybů, které probíhají současně ve funkčně vzájemně závislých kloubech. Noha se pohybuje kolem tří základních os. Kolem příčné

osy se děje hlavní pohyb v hlezenním kloubu, který odpovídá plantární a dorzální flexi. Ve středním postavení svírá ploska chodidla 90° s bérce, fyziologický rozsah plantiflexe je $40-60^\circ$ a dorziflexe $20-30^\circ$. Plantární flexi ještě přísluší lehká zevní rotace bérce a dorzální flexi nevelká rotace bérce dovnitř. Pohyb nohy kolem podélné osy se děje v subtalárním a Chopartově kloubu. Noha se otáčí buď ploskou dovnitř do varózního nebo supinačního postavení, nebo se ploska otáčí zevně do valgozity či pronace. Při pasivním vyšetření pohyblivosti nohy kolem podélné osy je normální hodnota pronace $20-30^\circ$ a supinace $30-40^\circ$. Addukce je mediální odchýlení předonoží kolem vertikály a abdukce je laterální deviace předonoží kolem stejné osy. Normální hodnota pro addukci se uvádí 20° a pro abdukci 10° . Při vyšetření pasivních pohybů v subtalárním kloubu indikujeme pohyblivost patní kosti vůči talu vychylováním paty do valgozity a varozity za současné stabilizace tibiotalárního kloubu v neutrální poloze nebo lehké dorziflexi. Normální rozsah pasivní inverze je $10-15^\circ$, everze pouze $5-7^\circ$, proto může noha kompenzovat valgózní postavení do značné míry, ale varózní jen minimálně. Při provedení pacienta aktivního pohybu v subtalárním kloubu jde vždy o pohyb sdružený. Aktivní inverze je spojena s addukcí předonoží, plantiflexí hlezna a se supinací. Aktivní everze zahrnuje dorziflexi hlezna, pronaci a abdukci předonoží. Normální hodnota aktivní inverze činí asi 35° a normální hodnota aktivní everze asi 20° . V I. metatarzofalangeálním kloubu dosahuje extenze 70° , flexe 45° , ve zbývajících metatarzofalangeálních kloubech je rozsah flexe a extenze kolem 40° . V interfalangeálním kloubu palce je možná pouze flexe, a to do $70-90^\circ$, extenze není možná. Stejně je tomu v interfalangeálních kloubech ostatních prstů. Flexe v proximálních interfalangeálních kloubech 2. -5. prstu je normální zhruba do 35° , v distálních interfalangeálních kloubech kolem 60° (Dungl, 2014).

Při hodnotách odlišných od normálních hodnot uvedených výše se stanovuje diagnóza. Popisují se ztráty, druhy a velikost postižení pohybového aparátu podle míry odlišnosti od daných hodnot. Rozsahy pasivních a aktivních hodnot mohou být menší, nebo naopak větší než hodnoty normální, tím se zjistí dané postižení nohy pacienta.

7 Symetrie a asymetrie chůze

Lidská chůze je velice komplexní aktivita člověka, ovšem o tom, zda je symetrická nebo asymetrická, se stále vedou odborné diskuze. Jelikož se jedná o cyklický pohyb, který vykonávají levé i pravé končetiny shodně, dá se předpokládat, že lidská chůze je symetrická, což dokazují různé odborné studie, a že asymetrie chůze je již ukazatelem nějaké patologie. U patologie lze poté sledovat výrazné odlišnosti mezi pravou a levou končetinou, například po nějakém úrazu a chůze se může projevit jako asymetrická. Ovšem Herzog et al. (1989) a Rosenrot et al. (1980) uvádějí, že chůze může být asymetrická bez jakékoliv patologie, poté se musí rozlišit, kdy je chůze ještě ve fyziologických mezích a kdy se už jedná o patologii.

Chůze je považována za symetrickou právě tehdy, když je soulad mezi akcemi dolních končetin nebo pokud není zaznamenán žádný signifikantní statistický rozdíl v parametrech měřených mezi pravou a levou nohou (bilaterálně). Pokud je zaznamenán významný statistický rozdíl v bilaterálně měřených parametrech nebo není souhlas mezi akcemi dolních končetin, je chůze považována za asymetrickou. Příčinou asymetrie stoje nebo chůze může být také lateralita. Lateralita funkcí byla prokázána u horních končetin, kde je nejzřetelnější, ale i při funkci dolních končetin, uší, mimice a mozkových funkcí. Jedna končetina je preferována pro cílený pohyb, druhá zajišťuje stabilitu, tudíž u jedné převažuje funkce dynamická a u druhé stabilizační. Dá se tedy zjistit funkční asymetrie při chůzi, ovšem nemusí mít dopad na celkovou asymetrii chůze. Navíc podle Sadeghiho et al. (2000) při pomalé a preferované rychlosti chůze nebyl nalezen statisticky významný bilaterální rozdíl u funkční asymetrie. Výzkum tedy ukázal, že asymetrie jsou zřejmé pouze tehdy, když se jedná o vysokou rychlost (Vondrášek 2013; Sadeghi et al., 2000).

Podporou pro teorii, že chůze je symetrická bylo podle Sadeghiho et al. (2000) testování energetické účinnosti a záznamy EMG svalů, které vyšly symetricky, tudíž se vyšlo z předpokladu, že je chůze symetrická.

Kvantifikace a míra asymetrie se zjišťuje z rovnice, kterou navrhl Robinson et al. (1989), nazývá se index symetrie:

$$SI = \frac{X_R - X_L}{\frac{1}{2} * (X_R + X_L)} * 100\% \quad [1]$$

kde hodnota X_R a hodnota X_L jsou naměřené dynamické hodnoty z tenzometrické desky, hodnoty X_R pro pravou nohu a hodnoty X_L pro levou nohu stejně jako pro předchozí vzorec. Pokud v tomto případě vyjde hodnota indexu symetrie 0, jedná se o symetrii končetin, pokud je menší než 0, pak je preferovaná pravá dolní končetina a pokud je hodnota větší než 0, je preferovaná levá dolní končetina. Nicméně tato rovnice může mít velká omezení, protože rozdíly jsou uváděny vůči jejich průměrným hodnotám. Vyskytuje-li se například velká asymetrie, průměrná hodnota správně neodráží výkon jedné z končetin. Také parametry, které mají vysoké hodnoty, ale relativně malé mezikončetinové rozdíly, budou mít tendenci snižovat index symetrie a odrážet symetrii. Pro kvantifikaci symetrie nebo asymetrie chůze byla odvozena a aplikována hodnota odvozena od parametrů chůze pravé končetiny podělené přidruženou hodnotou levé končetiny, takzvaný poměrový index symetrie. Poměrový index symetrie se počítá jako poměr naměřených hodnot pravé a levé dolní končetiny:

$$SI = \frac{X_R}{X_L} \quad [2]$$

kde hodnota X_R a hodnota X_L jsou naměřené hodnoty z tenzometrické desky, hodnoty X_R pro pravou nohu a hodnoty X_L pro levou nohu. Pokud vyjde hodnota poměrového indexu symetrie 1, jedná se o symetrii končetin. Hodnota indexu symetrie větší než 1 ukazuje na preferenci pravé dolní končetiny a hodnota menší než 1 na preferenci levé dolní končetiny. Poměr svědčí o vzájemném vzorci chůze, zatímco vyšší nebo nižší hodnoty odrážejí asymetrii. Vypočtené hodnoty obou indexů symetrie samozřejmě preferencemi souhlasí. Následně se pro posouzení symetrie chůze mohou použít různé statistické testy, například párový t-test (Herzog et al., 1989; Sadeghi et al., 2000).

Symetrické chování dolních končetin při chůzi se často předpokládá především pro jednoduchost sběru a analýzy dat, zatímco u asymetrie chůze se zdá, že odrážejí přírodní funkční rozdíl mezi končetinami. Tento funkční rozdíl se nejvíce jeví jako důsledek abnormality, ale týká se spíše podílu příspěvku mezi končetinami k pohybu a řízení. Lateralita může být dalším důvodem pro funkční rozdíly mezi končetinami. Zjednodušeně řečeno provádění akce k dosažení cíle je umožněna preferenční končetinou a opora těla více druhou končetinou. Je však zapotřebí více práce k vyhodnocování symetrie chůze a určení jeho vztahu k lateralitě. Je důležité, aby se

používaly parametry chůze, aby poskytly informace o příčinách a dopadech pohybů vzhledem k měření (Herzog et al., 1989; Robinson et al., 1989; Sadeghi et al., 2000).

8 Diagnostika laterality dolních končetin

Jak již bylo zmíněno v kapitole 7, u lidí se vyskytuje laterality končetin, což odkazuje na asymetrické přednostní využívání párových končetin, takže lidé preferují jednu stranu před druhou pro zvláštní úkony. Toto chování se označuje termínem funkční asymetrie končetin. Preferovaná nebo také dominantní končetina je používána k vykonání manipulačních nebo mobilizačních akcí v bilaterálním kontextu. V tomto případě nedominantní končetina poskytuje stabilitu potřebnou k tomu, aby mohla dominantní končetina provést konkrétní akci. Scheiders et al. (2010) uskutečnil experiment, který určoval, která končetina je u člověka dominantní, a která ne. Účastníci experimentu byli informováni, že úkoly jsou součástí sady testů, které měří koordinaci a rovnováhu a netušili, že cílem každého testu bylo zjistit preferenci dolní končetiny. Účastníci museli provést 12 úkonů, testování bylo provedeno dvakrát s časovým rozmezím. Prvním úkonem byla tandemová chůze (provazochodecká, chůze po linii), která vyhodnocovala, která noha slouží k navázání chůze z paralelního postoje. Úkony dva až deset byly použity k hodnocení preference nohy a jednalo se o kop do míče, uhašení simulovaného ohně, zvednutí kuličky prsty u nohou, kopírování tvarů nohou, skákání na jedné noze, vzestup nahoru, sestup dolů, simulované kopání rýčem, stoj na jedné noze a reakce na zmatek. Posledním úkonem bylo hmotnostní rozdělení, které bylo použito k měření rozložení hmotnosti u každé nohy v normálním paralelním postoji. Výsledky byly následně statisticky vyhodnoceny a dále byl vypočítán kvocient laterality L_q :

$$L_q = \frac{R^t - L^t}{T} \quad [3]$$

kde R^t je počet úkonů vykonaných pravou nohou, L^t je počet vykonaných levou končetinou a T je celkový počet úkonů. Hodnocení kvocientu laterality je -1 silně levostranný, +1 silně pravostranný, 0 označuje ambidextery. Tímto způsobem porovnali, kolik lidí bylo pravostranných, levostranných nebo ambidexterů a do jaké

míry. Určení dominantní končetiny je totiž velice důležité k optimalizaci rehabilitačních procesů a také při modelování umělé končetiny po amputaci. S tím souvisí i symetrie chůze, jelikož se vedou diskuze, zda funkční asymetrie neovlivňuje symetrii chůzi a nečiní ji tak asymetrickou. Akceptováním preference končetiny je důležitá pro klinickou praxi k hodnocení při pohybových aktivitách, chůze, rehabilitačního procesu pro jednu nebo obě dolní končetiny a design umělé končetiny. Lateralita tedy může být dalším vysvětlením pro přítomnost funkčních rozdílů mezi dolními končetinami, a proto bylo rozhodnuto do této diplomové práce zahrnout také motorické testování a porovnání s dynamickými parametry chůze. Vyšlo se přitom především ze studií Sadeghiho et al. (2000) a Scheiderse et al. (2010).

III Výzkumná část

Výzkumná část je zaměřena na prováděný výzkum a vyhodnocení a interpretaci naměřených dat. Týká se dat získaných při provádění motorických testů a dat naměřených z dynamografické desky a následného zpracování výsledků užitých pro diagnostiku lidské chůze.

1 Cíle a výzkumné předpoklady

Na základě prostudování dostupné literatury se jeví jako stále nezodpovězená otázka, zda u zdravých jedinců je možné charakterizovat chůzi jako symetrickou a do jaké míry případné prvky asymetrie ovlivňuje preference dolních končetin při vybraných činnostech. V souvislosti s touto výzkumnou otázkou byl formulován hlavní cíl práce. Hlavním cílem předkládané diplomové práce bylo zjistit, zda je z hlediska dynamických parametrů na úrovni interakce chodidla a podložky chůze zdravých jedinců ve věku 20-25 let symetrická a stanovit, jakým způsobem ovlivňuje tuto symetrii, resp. asymetrii lateralita dolních končetin. V souvislosti s hlavním cílem práce byly formulovány dílčí úkoly:

1. Provést dynamografický záznam chůze vybraného souboru zdravých jedinců, u nichž v minulosti nedošlo k žádnému poranění dolních končetin ani axiálního systému, které by vyžadovalo operativní léčbu.
2. Analyzovat dynamické parametry chůze zdravých jedinců naměřených na dynamografické desce.
3. Stanovit míru symetrie chůze zdravých jedinců na základě rozboru dynamických parametrů.
4. Diagnostikovat lateralitu DK pomocí vybraných motorických testů.
5. Zjistit vzájemnou závislost mezi preferencí DK v jednotlivých motorických testech.
6. Stanovit vzájemný vztah mezi preferencí DK v jednotlivých testech a mezi výsledky dynamické analýzy chůze.

1.1 Formulace hypotéz

V souvislosti se stanovením cílů a úkolů práce byly formulovány následující hypotézy:

H1: U vybrané skupiny mladých jedinců se předpokládá preference DK pro různé pohybové úkoly.

H2: Předpokládá se vzájemná závislost mezi preferencí DK při dovednostních úkolech (zdvih kuličky a kop do míče a pohybových úkolech poskoky na jedné noze, stoj na jedné noze a sestup ze stoličky).

H3: Předpokládá se, že lateralita DK se na dynamických parametrech chůze u mladých zdravých jedinců neprojeví.

2 Metodika výzkumu

Výzkum pro diplomovou práci probíhal na budově KTV na Harcově v Liberci od listopadu 2015 do ledna 2016. Ve spolupráci se zaměstnanci katedry bylo umožněno naměřit potřebná data v tělocvičně, ve které měli studenti Technické univerzity probíhající výuku tělesné výchovy. Respondenti byli vybíráni podle vstupního dotazníku. V případě, že u těchto osob v minulosti nedošlo k poranění dolní končetiny ani axiálního systému, které by vyžadovalo operativní léčbu, byli z hlediska potřeb této studie bráni jako zdraví jedinci. Vybraní jedinci zároveň netrpěli bolestí pohybového aparátu. Podobně postupují autoři ve svých studiích jako např. Sadeghi (2000) a Schneiders (2010).

2.1 Sledovaný soubor

Sledovaný soubor se skládal z 51 jedinců. U každého respondenta byl zaznamenán rok narození, výška a hmotnost, změřené stadiometrem a osobní váhou. Z celkových 51 respondentů se výzkumu zúčastnilo 30 žen a 21 mužů. Průměrný věk sledovaného souboru je 22 ± 2 let, výška $1,72 \pm 0,104$ m a hmotnost 70 ± 16 kg. Respondenti byli náhodně vybraní mladí jedinci. Respondenti byli v dotazníku dotázáni,

kterou rukou píšou a na odrazovou nohu, odpovídali pravou, levou, nebo levou i pravou, pokud je při výkonu používají.

2.2 Popis měření

Po vyplnění dotazníku následovalo samotné měření, respondenti podepsali informovaný souhlas (Příloha 1). Experiment obsahoval dvě části. V první části bylo provedeno motorické testování a ve druhé části měření chůze na tenzometrické desce. Při motorickém testování byli respondenti vyzváni k různým úkonům, jejichž cílem bylo zjistit, jakou testovaná osoba preferuje končetinu při různých činnostech. Motorické testování je prováděno kvůli zjištění laterality končetin. Sadeghi et al. (2000) uvádí, že je možné, aby měla laterality určitou souvislost se symetrií či asymetrií chůze. Na toto téma se vedou rozsáhlé diskuze a jsou prováděny výzkumy a experimenty, které by dokázaly, či vyvrátily různé teorie. Z toho důvodu bylo rozhodnuto provést motorické testy a při zpracování dat zjistit, zda existuje nějaká závislost mezi dominantní končetinou a symetrickou nebo asymetrickou chůzí naměřenou pomocí dynamografické podložky.

2.2.1 Diagnostika laterality dolních končetin při výzkumu

V experimentálním měření byly motorické testy prováděny u každého respondenta zvlášť, byly provedeny dvakrát, druhý po 1 hodině, během které byl respondent propuštěn z experimentu. Testování zahrnovalo 5 nejdůležitějších úkonů vybraných z 12 uvedených, které jsou dle literatury (Sadeghi et al., 2000) spolehlivým ukazatelem pro určení dominance končetin. Byly testovány poskoky na jedné noze, kop do míče, zdvih kuličky, sestup ze stoličky a stoj na jedné noze. Respondenti nebyli seznámeni s cílem testování, tedy se sledováním preference dolních končetin. Studenti byli ve sportovním oblečení se sportovní obuví. Při testování byl respondent rozptylován neutrálními otázkami z důvodu přirozeného výběru dolní končetiny. U poskoků na jedné noze byl respondent vyzván ke skákání na jedné noze po dobu 10 sekund a tato noha byla zaznamenána do tabulky. Po umístění míče před testovaného jedince ve vzdálenosti 2 m byl jedinec vyzván ke kopu do míče na bránu, byla

zaznamenána kopající noha. Při zdvihu kuličky byl respondent vyzván k posazení na lavici a měl bosé nohy pokrčené v pravém úhlu. Na zem před chodidla byla umístěna kulička. Kulička byla umístěna doprostřed mezi obě dolní končetiny, aby neměl respondent tendenci vybrat si chodidlo bližší ke kuličce. Testovaný jedinec byl požádán o zdvih kuličky nohou. Výsledkem nebylo fyzické zdvihnutí kuličky, ale zaznamenání zdvihající končetiny. Čtvrtým úkonem byl sestup ze stoličky. Student byl požádán o vylezení na stoličku již ve sportovní obuvi. Po krátkém časovém intervalu stojí na stoličce byl student vyzván o sestup na zem. Dolní končetina použitá při vykročení na zem byla zaznamenána. Posledním úkonem pro respondenty byl stoj na jedné noze. Student byl vyzván ke stoji pouze na jedné noze po dobu 10 sekund. Chodidlo, na kterém student stál, bylo zaznamenáno do tabulky. Po splnění všech 5 úkonů byl student uvolněn zpět do výuky tělesné výchovy. Po jedné hodině byl student opět požádán o testování. Ve druhém kole testování bylo zaměněno pořadí úkonů. Nejprve byl respondent požádán o sestoupení ze stoličky, dále o poskoky na jedné noze. Následně zdvihal kuličku ze země, byl vyzván ke stoji na jedné noze a na závěr byl požádán o kop do míče na bránu. Všechny úkony byly provedeny se stejnými pravidly, jako při prvním testování a akční končetiny byly opět zaznamenány do tabulky. Podle Schneiderse et al. (2010) i podle naměřených údajů je za úkon, podávající nejpřesnější výsledky pro určení dominantní končetiny považován kop do míče.

2.2.2 Měření dynamických parametrů chůze

Ve druhé části experimentu bylo provedeno měření chůze respondentů pomocí tenzometrické desky. Po zprovoznění počítače s příslušným softwarem, měřícího zařízení a umístění tenzometrické desky na podlahu byli respondenti postupně vyzváni k provedení experimentu. Studentovi byl vysvětlen a názorně ukázán prováděný úkon. Pro sledování byl vybrán vždy třetí krok v pořadí, jak doporučuje výrobce systému (Novel.de). Měření bylo provedeno na obě strany od podložky, pro levou a pro pravou dolní končetinu. Studenti byli vyzváni k přirozené chůzi po podložce. Po vyměření vzdálenosti byl student umístěn na pozici startu chůze. Po nastavení programu pro měření bylo poznamenáno jméno měřeného studenta. Při spuštění programu bylo pokynuto studentovi k chůzi. Jak již bylo zmíněno, naměřen byl každý třetí krok, na levé i na pravé noze. Došlap nohy byl naměřen pětkrát. Pravá a levá končetina byly

měřeny střídavě, vždy z protější strany. Data byla zaznamenávána do počítače. Po každém naměření jednoho kroku byla data zkontrolována. Celkové měření na dynamografické desce trvalo cca 10 minut na jednu osobu. Měření byla prováděna u každého respondenta stejným postupem. Takto bylo naměřeno 51 respondentů účastnících i na předchozím testování a k další analýze byly použity průměrné hodnoty z pěti měření na každé noze.

Pro experiment byla použita deska s označením Emed[®]-c50, jejíž technický náčrtek lze vidět v Příloze 2. Rozměry této podložky jsou 610 x 323 x 15,5 mm. Vlastní snímací prostor se senzory je velký 395 x 240 mm. Na této ploše je rozmístěno dohromady 3 792 senzorů, jejichž hustota rozmístění po podložce je 4 senzory na cm². Frekvenci lze nastavit na 50 Hz nebo 60 Hz, uživatel si musí zvolit frekvenci sám před začátkem měření. Pro experiment byla použita hodnota frekvence 50 Hz, což odpovídá evropským standardům v souvislosti s možností synchronizace s běžným 50 Hz videozáznamem. Rozsah tlaku dosažitelného na podložce je 10 až 1 270 kPa, prahová hodnota tlaku je tedy 10 kPa. Teplotní rozsah je 10 až 40 °C a hodnota maximální celkové síly, která může působit na podložku je 120 000 N (Novel.de).

Data naměřená deskou jsou ukládána ve složce a mohou být zobrazována synchronně nebo snímek po snímku. Po synchronizaci např. s videozáznamem jsou data automaticky ukládána do Novel databáze, ze které se nasbíraná data spouštějí. Na obrazovce je možno zobrazit několik měření najednou a zobrazují se i tabulky s křivkami tlaku, svislé síly a dotykové plochy. Vyhledávání v databázi lze provádět zadáváním podmíněných žádostí. Databáze umožňuje přístup ke všem instalovaným Novel softwarům pro analýzu a vypočítává základní předdefinované parametry, jako je maximální tlak, síla, doba kontaktu nohy s podložkou a dotyková plocha, které jsou, jak již bylo zmíněno, zobrazeny v tabulkách. Tímto rozšířeným softwarovým vybavením však TUL již nedisponuje (Novel.de).

2.3 Zpracování výsledků

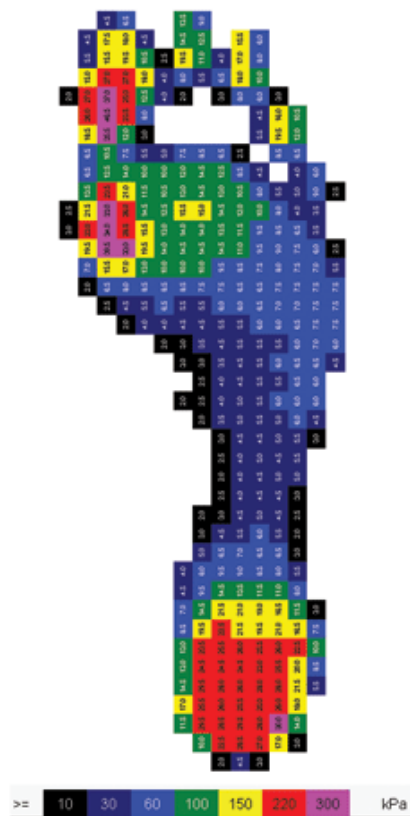
Výsledky byly zpracovány pomocí 4 programů. Nejdříve byl použit software náležící k dynamografické desce Emed[®], ve kterém byla zpracována naměřená data a vyhodnoceny hodnoty maximální tlak (Peak pressure), maximální síla (Fmax), doba

kontaktu chodidla s podložkou (Contact time) a impuls síly (Fti). Další program využitý ke zpracování naměřených dat byl balíček k softwaru Emed[®], Novel Geometry. Pomocí programu byly vyhodnoceny hodnoty hallux angle, což je úhel deformity palce a arch index neboli výška klenby nohy. Tyto údaje jsou připraveny pro zpracování v rámci navazujících studií realizovaných na TUL. Třetím použitým programem byl Excel. V programu byly vytvořeny tabulky se všemi zjištěnými i naměřenými hodnotami a provedeny základní výpočty. Posledním programem použitým pro tuto diplomovou práci byl statistický software pro analýzu dat Statgraphics. V programu byla provedena potřebná statistická analýza naměřených dat. V následujících kapitolách jsou detailněji popsány jednotlivé programy a práce s nimi.

2.3.1 Emed[®]

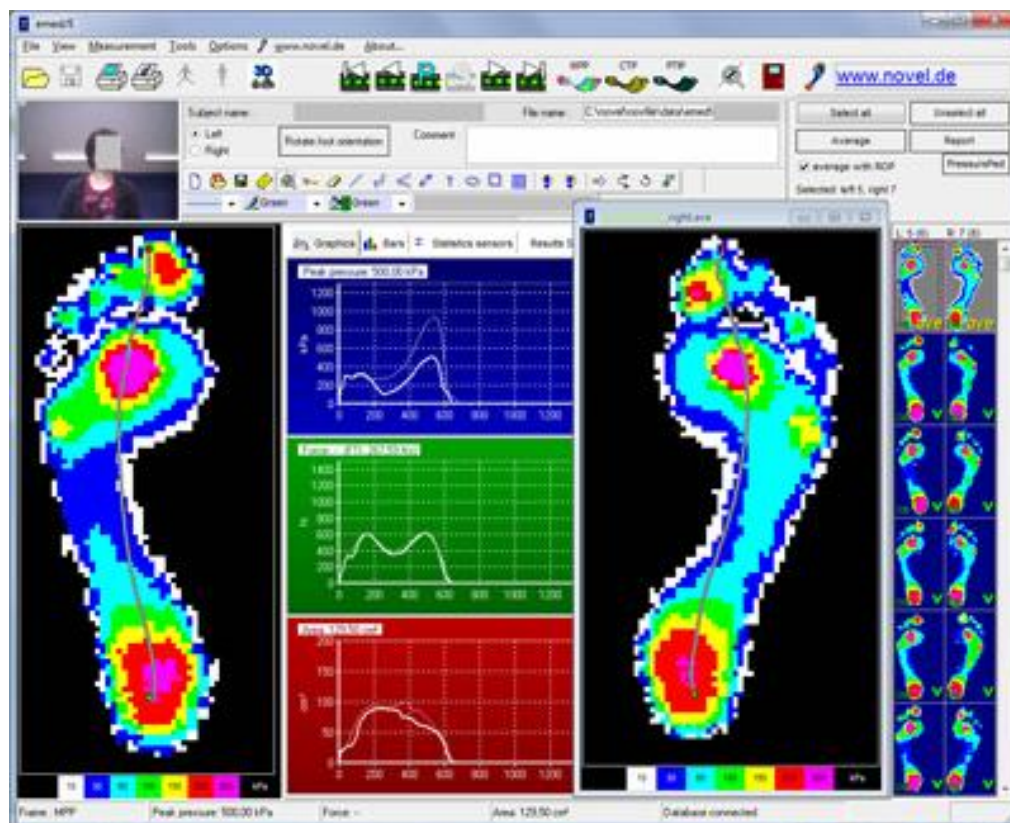
Prvním ze softwarů použitých ke zpracování naměřených dat podložkou je originální software, který je součástí měřicího systému Emed[®]. Software funguje ve spojení s Novel databází a Emed[®] měřicí podložkou pro posuzování dynamického rozložení plantárního tlaku. Software umožňuje okamžitý přehled o naměřených datech včetně dynamického přehrávání, zobrazení několika parametrů a obrázky s maximálními tlaky pro všechny shromážděné soubory. Kromě standardní konfigurace pro sběr dat jsou možné i konfigurace definované uživatelem. Takto definované konfigurace optimalizují systém pro různé aplikace včetně samostatného dynamického posouzení funkce nohy, automatický výpočet chodidla a velikosti obuvi s footpad softwarem nebo posouzení dynamického tlaku rovnováhy s posturografickým softwarem. S Emed[®] deskami lze nastavovat parametry, dobu trvání měření, vzorkovací frekvence, dynamický nebo statický režim. Je možno nakonfigurovat Emed[®] systém pro synchronizaci s dalšími měřicími zařízeními zahrnující video nebo EMG systémy. Emed[®] deska má zvukovou signalizaci, kterou lze použít pro vyzvání měřené osoby k chůzi. Nahrávání se, jak již bylo zmíněno v teoretické části v kapitole 3, zapne automaticky při kontaktu chodidla s podložkou a je možné ho zastavit manuálně nebo po zaznamenání potřebného počtu kroků. Software obsahuje automatické rozpoznávání nohy a rozlišuje kroky realizované pravou a levou nohou. Lze do něj ukládat komentáře a informace o deformitách nohou. Po měření kroků se zobrazí obrázek kroku s maximálním tlakem, a to ve 2D senzorovém pohledu, ve 3D pohledu nebo

izobarickém pohledu. Hodnoty naměřeného tlaku v číslech a barvách v souladu s výchozí barevnou škálou jsou ukázány na Obrázku 7, kde je zobrazen příklad hodnot maximálních tlaků pod pravou nohou (Novel.de).



Obrázek 7 Pedobarografický záznam pravé končetiny (Novel.de)

Mohou být zobrazeny hodnoty, jako je délka chodidla, šířka chodidla a úhel chodidla. Data mohou být zobrazena ve 3D oblasti, kde je označena amplituda vertikální síly. Zorný úhel zobrazení lze měnit na vyhovující pohled. V klasickém zobrazení může být v jednom okně zobrazeno více obrázků najednou. Například po stranách okna mohou být zobrazeny naměřené tlaky na chodidle při kroku u pravé a levé nohy a mezi nimi se zobrazí tři diagramy (Obrázek 8). Diagramy jsou od sebe odlišeny barevně. Diagramy zobrazují časové křivky pro maximální tlak, vertikální sílu a dotykovou plochu, hodnoty jsou uvedeny také v číslech. Přehledové okno zcela vpravo zobrazuje 10 obrázků maximálního tlaku z nejnovějších pokusů měření. Obrázky lze vybrat pro zobrazování, průměrování, porovnávání nebo pro další vyhodnocování klinické zprávy (Novel.de).



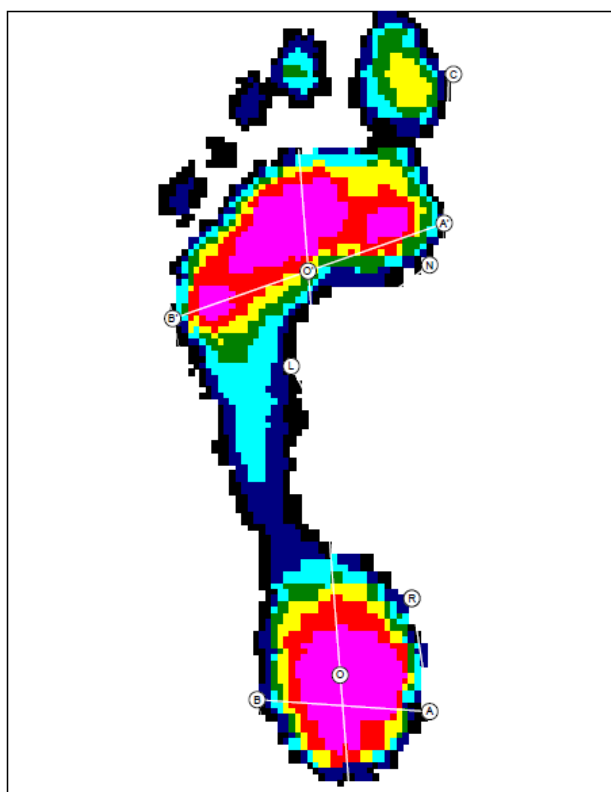
Obrázek 8 Softwarové prostředí Emed® (Novel.de)

V experimentu byl použit software a postupně byla načtena naměřená data respondentů. Z diagramů uvedených výše byly odečteny a vyhodnoceny hodnoty a přepsány do tabulky. Jednalo se o hodnoty: maximální tlak, maximální síla a impuls síly. Hodnoty doby kontaktu s podložkou se v diagramu vyhledávají pomocí časové osy, tu lze kontinuálně projet a najít maximální hodnotu. Doba kontaktu nohy s podložkou byla odečtena z libovolného diagramu na konci časové osy. Hodnoty byly zaznamenány u každé osoby do tabulky pro následné zpracování.

2.3.2 Novel geometry

Další software použitý pro zpracování dat naměřených podložkou je Novel geometry. Novel geometry je balíček k softwaru Emed®, který zahrnuje programy pro analýzu geometrie chodidla. Geometrii chodidla lze spočítat u statických, ale i dynamických pokusů měření. Novel Geometry vypočítává různé geometrické parametry plantogramu (Obrázek 9) a charakteristické úhly chodidla, které si rozdělují

na čtyři regiony (pata, střední část chodidla, přednoží, prsty). Tento program kromě dynamických parametrů, které byly vyhodnoceny ze softwaru Emed[®] (maximální tlak, maximální síla) vypočítává také geometrické parametry jako je délka chodidla, šířka přednoží, šířka paty, koeficienty paty a přednoží, podélný, boční a laterální plantární úhel, úhel paty a přednoží, úhel deformity palce a výšku klenby nohy. Z těchto parametrů byly vybrány úhel deformity palce a výška klenby nohy a tyto hodnoty byly zaznamenány do tabulky všech měřených respondentů. Tato data jsou připravena pro další zpracování v navazující studii realizované na TUL. (Novel.de).



Obrázek 9 Plantogram z Novel Geometry

2.3.3 Tabulkové zpracování dat v programu Excel

V programu Excel byly zaznamenány všechny naměřené hodnoty, z motorických testů a chůze po dynamografické desce, z nichž byly vytvořeny přehledné tabulky. Byl vypočítán průměrný věk, výška a hmotnost respondenta ve sledovaném souboru. Byl vyjádřen procentuální podíl levostranných a pravostranných pro odrazovou nohu a ruku, uvedené v dotazníku a ambidexterů, což byli respondenti,

uvádějící odrazovou nohu levou a současně pravou. Procentuálně byly vyjádřeny počty osob pro jednotlivé testy (poskoky na jedné noze, kop do míče, zdvihání kuličky, sestup ze stoličky a stoj na jedné noze) v závislosti na použité noze. Dále byla zpracována data naměřená tenzometrickou deskou. Hodnoty každého naměřeného studenta byly přepsány a vyhodnoceny ze softwarů Emed® a Novel Geometry do Excelu. U každého respondenta byly spočítány indexy symetrie z naměřených údajů. Indexy byly vypočteny pro dynamické parametry maximální síla, maximální tlak, doba kontaktu nohy s podložkou a impuls síly. Byly spočteny dva typy indexů symetrie, podle Robinsona et al. (1989) a poměrový index symetrie, které byly zmíněny v teoretické části v kapitole 7 diplomové práce.

Hodnoty indexů symetrie byly následně přepsány na slovní proměnnou levá strana, pravá strana a ambidexter, z důvodu vyhodnocení závislosti mezi výsledky motorických testů, u kterých byla uvedena nominální slovní proměnná a naměřených údajů z dynamografické desky, tedy číselnou proměnnou, jelikož tyto dva druhy proměnných mezi sebou nelze porovnávat. Porovnávání výsledků a vyhodnocování bylo prováděno v programu Statgraphics popsaném níže.

2.3.4 Statgraphics

Statgraphics Centurion XVII (Statpoint Technologies, Inc., Virginia), dále jen Statgraphics, je software pro analýzu dat, vizualizaci dat, statistické modelování a prediktivní analýzy. Statgraphics byl využit pro statistické zpracování naměřených dat. Původně měla být data zpracována pomocí softwaru Matlab (Mathworks, Inc., Natick, Ma, USA), ale v průběhu práce bylo zjištěno, že pro naměřená data bude vhodnější použít program Statgraphics. Nejdříve byla zpracována data z motorického testování. Jedná se o slovní nominální data, to znamená data s nejnižším stupněm kvantifikace, lze u nich tedy interpretovat pouze rovnost nebo nerovnost. Nelze je tedy seřadit podle nějakého žebříčku, jsou na stejné úrovni. U této diplomové práce se jednalo o slovní data levá a pravá strana, uvedená v testování. V tomto případě lze data porovnávat analýzou závislostí v kontingenční tabulce. Kontingenční tabulka je dvourozměrná tabulka, kde alespoň jedna proměnná je slovní. Analýza závislostí zkoumá závislosti dvou nebo více proměnných a měří zároveň sílu této závislosti. V diplomové práci byl použit χ^2 -test o nezávislosti v kontingenční tabulce, což

znamená, že se oba znaky navzájem neovlivňují v tom, jakých hodnot nabývají. Hladina významnosti pro toto testování byla použita $\alpha = 0,05$ a pro posouzení síly (míry, velikosti) závislosti (asociace) byl použit Cramerův koeficient kontingence C_{cr} , který může nabývat hodnot od 0 do 1 a udává velikost síly závislosti. Pro posouzení, zda nulovou hypotézu zamítnout nebo nikoliv slouží p-hodnota, kterou lze zjistit z programu Statgraphics. P-hodnota je taková nejnižší možná hladina významnosti, určená na základě hodnoty testového kritéria, při které lze ještě zamítnout nulovou hypotézu. P-hodnota je porovnávána s hladinou významnosti $\alpha = 0,05$. Pokud je p-hodnota menší než α , nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá. Pokud je p-hodnota větší než α , nulová hypotéza se nezamítá a alternativní hypotéza se nepřijímá.

Nejprve se u dat z motorického testování určovala závislost použití nohy mezi prvním a druhým pokusem, při poskocích na jedné noze. Nulová hypotéza byla, že použití nohy v prvním a druhém pokusu je nezávislé a alternativní hypotéza byla, že použití nohy v prvním a druhém pokusu je závislé. Do Statgraphicsu byly vloženy dva sloupce z Excelu, v prvním sloupci byly zaznamenány proměnné z prvního pokusu a ve druhém sloupci z druhého, hodnoty levá, nebo pravá noha. Ve Statgraphicsu byl proveden test χ^2 -test o nezávislosti v kontingenční tabulce na hladině významnosti $\alpha = 0,05$, který se provádí přes Crosstabulation (Příloha 3). Zde byly zadány sloupce s prvním a druhým pokusem (Příloha 4). V tabulce Tables a Graphs byly zaškrtnuty všechny nezbytné parametry pro vyhodnocení: Analysis Summary, Frequency Table, Test of Independence a Summary Statistics (Příloha 5). Byla vytvořena přehledná tabulka se zadanými hodnotami. V tabulce Test of Independence neboli testu nezávislosti byla vyhodnocena p-hodnota, byla následně porovnávána s hladinou významnosti α podle níž byl určen výsledek. V tabulce Summary Statistics byla vyhodnocena hodnota Cramerova koeficientu, podle které se určila míra závislosti hodnot (Příloha 6).

Následně byla testována závislost použití nohy mezi prvním a druhým pokusem, při kopu do míče. Jelikož v prvním pokusu byla u sledovaného souboru použita levá noha pouze dvakrát a ve druhém pokusu ani jednou, jednalo se o nedostatečné obsazení políček kontingenční tabulky a nešlo testování porovnat pomocí χ^2 -testu o nezávislosti v kontingenční tabulce, výsledek je interpretován procentuálně. Dále byla porovnávána závislost použití nohy mezi prvním a druhým pokusem při zdvihu kuličky, závislost použití nohy mezi prvním a druhým pokusem při sestupu ze stoličky a závislost použití nohy mezi prvním a druhým pokusem při stoji na jedné noze. Ve všech případech byl

postup stejný jako u testování závislosti použití nohy mezi prvním a druhým pokusem při poskocích na jedné noze.

V předchozím testování bylo zjištěno, že existuje závislost mezi použitím nohy v prvním a druhém pokusu, tudíž byl pro následující testování zvolen pouze první pokus. Byla zjišťována závislost mezi odrazovou nohou, uvedenou v počátečním dotazníku a mezi preferencí končetiny v jednotlivých motorických testech. Jelikož se v odpovědích u odrazové nohy objevily i odpovědi levá a zároveň pravá u jednoho respondenta, tato skupina nebyla zahrnuta do testování, jelikož se jedná o ambidextery, jejichž porovnávání je mnohem obtížnější a tato analýza je již nad rámec této diplomové práce. Hodnoceno bylo, zda existuje závislost mezi uvedenou odrazovou nohou a nohou použitou při poskocích na jedné noze, kopu do míče, zdvihu kuličky, sestupu ze stoličky a stojí na jedné noze. Všechny testy byly prováděny stejným způsobem jako předchozí, jelikož se opět jedná o slovní nominální data a byl použit χ^2 -test o nezávislosti v kontingenční tabulce.

Posledním hodnocením závislostí týkajících se pouze z motorického testování bylo mezi použitím nohy v jednotlivých testech. Testovalo se, zda existuje závislost mezi nohou použitou při skocích na jedné noze a nohou použitou při kopu do míče, mezi nohou použitou při skocích na jedné noze a nohou použitou při zdvihu kuličky, mezi nohou použitou při skocích na jedné noze a nohou použitou při sestupu ze stoličky a mezi nohou použitou při skocích na jedné noze a nohou použitou při stojí na jedné noze. Dále byla testována závislost mezi nohou použitou při kopu do míče a nohou použitou při zdvihu kuličky, mezi nohou použitou při kopu do míče a nohou použitou při sestupu ze stoličky a mezi nohou použitou při kopu do míče a nohou použitou při stojí na jedné noze. Následně bylo hodnoceno, zda existuje závislost mezi nohou použitou při zdvihu kuličky a nohou použitou při sestupu ze stoličky a mezi nohou použitou při zdvihu kuličky a nohou použitou při stojí na jedné noze. Jako poslední byla u tohoto testování porovnávána zbylá kombinace, a to závislost mezi nohou použitou při sestupu ze stoličky a nohou použitou při stojí na jedné noze. Testy byly prováděny stejným způsobem jako předchozí, jelikož se také jedná o nominální slovní proměnné a byl znovu použit χ^2 -test o nezávislosti v kontingenční tabulce.

Po testování výsledků týkajících se pouze motorického testování byly hledány závislosti mezi hodnotami z motorických testů a hodnotami naměřenými na tenzometrické desce tedy dynamickými parametry. Jelikož hodnoty dynamických parametrů jsou číselné a motorických testů nominální slovní, byly přepsány hodnoty

indexu symetrie vypočtené z hodnot maximální síly, maximálního tlaku, doby kontaktu s podložkou a impulsu síly z dynamografické desky také na slovní nominální, na levou nohu, pravou nohu či ambidextera, podle toho jaké číselné hodnoty byly naměřeny, aby mohly být mezi sebou porovnávány. Byly získány slovní nominální proměnné v obou sloupcích, byl znovu použit χ^2 -test o nezávislosti v kontingenční tabulce. Byla porovnávána závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální síla naměřeným dynamografickou deskou a nohou použitou při skoku na jedné noze, závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální síla a nohou použitou při kopu do míče, závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální síla a nohou použitou při zdvihu kuličky, závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální síla a nohou použitou při sestupu ze stoličky a závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální síla a nohou použitou při stojí na jedné noze. Dále se zjišťovalo, zda existuje závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a nohou použitou při skocích na jedné noze, mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a nohou použitou při kopu do míče, mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a nohou použitou při zdvihu kuličky, mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a nohou použitou při sestupu ze stoličky a mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a nohou použitou při stojí na jedné noze. Následně byla hodnocena závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a nohou použitou při skocích na jedné noze, mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a nohou použitou při kopu do míče, mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a nohou použitou při zdvihu kuličky, mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a nohou použitou při sestupu ze stoličky a mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a nohou použitou při stojí na jedné noze. Jako poslední byla zkoumána závislosti mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při skocích na jedné noze, mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při kopu do míče, mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při zdvihu kuličky, mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při sestupu ze stoličky a závislosti mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při stojí na jedné noze. Všechny tyto závislosti byly vyhodnoceny a byla zjištěna jejich míra závislosti.

3 Analýza výzkumných dat

Dotazníkovým šetřením bylo zjištěno, že mezi sledovanými probandy bylo v souboru 48 studentů píšící pravou rukou, což je 94 % a pouze 3 studenti píšící levou rukou, čili 6 %. Podle uvedených údajů v dotazníku byl spočítán počet pravostranných respondentů, levostranných respondentů a ambidextrů vyjádřených v procentech. Výsledkem je, že 65 % studentů mají dle dotazníku odrazovou končetinu pravou, 24 % studentů levou a 12 % uvedlo obě končetiny, tudíž jsou považováni za ambidextery. Dále byl procentuálně vyjádřen počet respondentů v závislosti na použité dolní končetině v jednotlivých motorických testech. V souvislosti s potvrzením alternativní hypotézy o závislosti výsledků prvních a druhých pokusů na hladině významnosti 5 % χ^2 -testu o nezávislosti v kontingenční tabulce, byly pro zjišťování závislostí používány vždy výsledky z prvních pokusů. Při poskocích na jedné noze použilo pravou nohu 76 % a levou 24 % studentů. Při kopu do míče, 96 % studentů použilo pravou nohu a pouze 3,9 % levou. Zdvih kuličky provedlo 94 % studentů pravou nohou a 5,9 % levou nohou. Při sestupu ze stoličky použilo 57 % respondentů pravou nohu a 43 % levou a při stožení na jedné noze použilo 71 % respondentů pravou končetinu a 29 % levou. U ambidextrů je procentuálně vyjádřeno, kolik studentů použilo ve dvou pokusech obě DK, levou i pravou. Tyto výsledky jsou přehledně zobrazeny v tabulce (Tabulka 1).

Tabulka 1 Procentuální vyjádření studentů v souvislosti s odpověďmi v dotazníku a s motorickým testováním

N = 51	Dotazník		Motorické testování				
	Odrazová noha	Ruka píše	Poskoky na jedné noze	Kop do míče	Zdvih kuličky	Sestup ze stoličky	Stoj na jedné noze
Pravá [%]	65	94	76	96	94	57	71
Levá [%]	24	6	24	4	6	43	29
Ambidexter [%]	12	0,0	25	4	16	27	29

Další uvedené výsledky se týkají kvocientu laterality. U každého respondenta byl spočítán kvocient laterality ze všech výsledků motorického testování. Hodnoty

vyšly v rozmezí od -1 do 1. U 19 respondentů vyšla hodnota kvocientu laterality 1 a byli označeni za silně pravostranné jedince. V 17 případech vyšla hodnota kvocientu laterality 0,6 a tito respondenti byli označeni za středně pravostranné. U 10 respondentů vyšel kvocient laterality 0,2 a jsou považováni za slabě pravostranné. Pouze ve 3 případech vyšel kvocient laterality -0,2, respondenti byli označeni za slabě levostranné a ve 2 případech vyšel -0,6, tudíž jsou respondenti středně levostranní. Po rozdělení na pravostranné a levostranné vyšlo, že 90 % respondentů preferují pravou dolní končetinu a pouze 10 % respondentů preferují levou končetinu. Tyto výsledky jsou přehledně zobrazeny v tabulce (Tabulka 2).

Tabulka 2 Počet respondentů pro jednotlivé kvocienty laterality

Hodnota kvocientu laterality	1	0,6	0,2	-0,2	-0,6
Počet respondentů N = 51	19	17	10	3	2

3. 1 Závislost prvních a druhých pokusů motorických testů

Dále byly vyhodnocovány závislosti jednotlivých testů a naměřených hodnot mezi sebou. Shrnutí výsledků uvádí Tabulka 3. P-hodnoty označeny hvězdičkou znázorňují statisticky významné závislosti na 5% hladině významnosti.

Tabulka 3 P-hodnoty prvních a druhých pokusů motorických testů

	2. pokus - poskoky	2. pokus - zdvih	2. pokus - sestup	2. pokus - stoj
1. pokus - poskoky	0,0259*	x	x	x
1. pokus - zdvih	x	0,0007*	x	x
1. pokus - sestup	x	x	0,0013*	x
1. pokus - stoj	x	x	x	0,0291*

Vždy se stanovilo, že v nulové hypotéze mezi sebou testy nebo hodnoty nezávisí, a v alternativní hypotéze že mezi sebou závisí. Prvně se zkoumalo, zda existuje závislost mezi prvním a druhým pokusem v jednotlivých testech. Stanovila se nulová hypotéza, že použití nohy v prvním a druhém pokusu při poskocích na jedné noze je nezávislé a alternativní hypotéza, že použití nohy v prvním a druhém pokusu při poskocích na jedné noze je závislé. P-hodnota vypočtená programem Statgraphics vyšla 0,0259, což je menší než $\alpha = 0,05$. Nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá. Na 5% hladině významnosti **byla prokázána závislost** mezi použitím nohy **v prvním a druhém pokusu při poskocích na jedné noze**. Cramerův koeficient C_{Cr} vyšel 0,3120, takže závislost mezi použitím nohy v prvním a druhém pokusu při poskocích na jedné noze je celkem slabá, z 31,2 %. Porovnání prvního a druhého pokusu při kopu do míče nebylo možné kvůli nedostatečnému obsazení nominálních proměnných v kontingenční tabulce. V prvním pokusu vyšlo, že 98 % respondentů kopalo pravou nohou a ve druhém pokusu 100 % kopalo pravou nohou. Na následné zkoumání byl tedy brán pouze první pokus, jako u ostatních motorických testů. Dále byla hodnocena závislost mezi použitím nohy v prvním a druhém pokusu při zdvihu kuličky, hypotézy byly stanoveny stejně jako v předchozím případě a stejně tak i u následujících zkoumání. P-hodnota vypočtená programem Statgraphics vyšla 0,0007 což je menší než $\alpha = 0,05$. Nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá. Na 5% hladině významnosti **byla prokázána závislost** mezi použitím nohy **v prvním a druhém pokusu při zdvihu kuličky**. Koeficient C_{Cr} vyšel 0,4767, závislost je střední, ze 47,67 %. Další nulová hypotéza byla stanovena tak, že použití nohy v prvním a druhém pokusu při sestupu ze stoličky je nezávislé a alternativní hypotéza, že použití nohy v prvním a druhém pokusu při sestupu ze stoličky je závislé. P-hodnota vypočtená programem Statgraphics vyšla 0,0013, tudíž menší než $\alpha = 0,05$. Nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá. Na 5% hladině významnosti **byla prokázána závislost** mezi použitím nohy **v prvním a druhém pokusu při sestupu ze stoličky**. Cramerův koeficient C_{Cr} vyšel 0,4502, závislost je střední, ze 45,02 %. Následně bylo hodnoceno, zda je použití nohy v prvním a druhém pokusu při stoji na jedné noze závislé. P-hodnota je rovna 0,0291, menší než 0,05. Nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá. Na 5% hladině významnosti **byla prokázána závislost** mezi použitím nohy **v prvním a druhém pokusu při stoji na jedné noze**. C_{Cr} je v tomto případě 0,3055, závislost je celkem slabá, z 30,55 %. Jelikož byla u testů

prokázána závislosti mezi prvními a druhými pokusy, v dalším testování byly vybrány pouze první pokusy pro následné zpracování.

3. 2 Závislost mezi jednotlivými motorickými testy

Dále byly porovnávány jednotlivé výsledky motorických testů mezi sebou, výsledky jsou zobrazeny v Tabulce 4.

Tabulka 4 P-hodnoty mezi jednotlivými motorickými testy

	Poskoky na jedné noze	Kop do míče	Zdvih kuličky	Sestup ze stoličky	Stoj na jedné noze
Poskoky na jedné noze	x	0,011*	0,0782	0,3411	0,0161*
Kop do míče	0,011*	x	0,012*	0,0906	0,4452
Zdvih kuličky	0,0782	0,012*	x	0,036*	0,2796
Sestup ze stoličky	0,3411	0,0906	0,036*	x	0,9637
Stoj na jedné noze	0,0161*	0,4452	0,2796	0,9637	x

Prvně, zda existuje závislost mezi použitím nohy při poskoku na jedné noze a kopem do míče. P-hodnota vyšla $0,0110 < 0,05$, nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá. Na 5% hladině významnosti **byla prokázána závislost** mezi použitím nohy **při poskoku na jedné noze a kopu do míče**. $C_{Cr} = 0,3792$, závislost mezi použitím nohy při poskoku na jedné noze a kopu do míče je méně než střední, z 37,92 %. Dále jestli existuje závislost mezi použitím nohy při poskoku na jedné noze a zdvihem kuličky. P-hodnota = 0,0782 je větší než 0,05, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní hypotéza se nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **nebyla prokázána závislost** mezi použitím nohy **při poskoku na jedné noze a zdvihem kuličky**. Koeficient $C_{Cr} = 0,2626$, závislost mezi použitím nohy při poskoku

na jedné noze a zdvihu kuličky je spíše slabá, z 26,26 %. Tato míra závislosti existuje pouze pro tento případ, jelikož v testování hypotézy vyšla nezávislost, nelze sílu závislosti zobecnit na všechny případy. Následně bylo zkoumáno, zda mezi použitím nohy při poskoku na jedné noze a sestupem ze stoličky existuje závislost. P-hodnota v tomto případě vyšla $0,3411 > 0,05$, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní hypotéza se nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **nebyla prokázána závislost** mezi použitím nohy **při poskoku na jedné noze a sestupem ze stoličky**. Koeficient $C_{Cr} = 0,1419$, závislost mezi použitím nohy při poskoku na jedné noze a sestupem ze stoličky je spíše slabá, z 14,19 %, pouze pro tento případ. Následně byla zkoumána závislost mezi použitím nohy při poskoku na jedné noze a stojem na jedné noze. P-hodnota vyšla 0,0161, což je menší než 0,05. Nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá. Na 5% hladině významnosti **byla prokázána závislost** mezi použitím nohy **při poskoku na jedné noze a stojem na jedné noze**. Síla závislosti C_{Cr} je 0,3586, závislost mezi použitím nohy při poskoku na jedné noze a stojem na jedné noze je celkem slabá, z 35,86 %. Zda existuje závislost mezi použitím nohy při kopu do míče a zdvihu kuličky, určila p-hodnota $= 0,0120 < 0,05$, nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá. Na 5% hladině významnosti **byla prokázána závislost** mezi použitím nohy **při kopu do míče a zdvihu kuličky**. Závislost mezi použitím nohy při kopu do míče a zdvihu kuličky je spíše slabá, z 37,47 %, jelikož $C_{Cr} = 0,3747$. Při zkoumání závislosti mezi použitím nohy při kopu do míče a sestupem ze stoličky **nebyla** na 5% hladině významnosti **prokázána závislost** mezi použitím nohy **při kopu do míče a sestupem ze stoličky**, protože p-hodnota vyšla $0,0906 > 0,05$. Nulová hypotéza se nezamítá a alternativní hypotéza se nepřijímá. Závislost mezi použitím nohy při kopu do míče a sestupem ze stoličky je slabá, z 25,23 %, protože $C_{Cr} = 0,2523$, síla závislosti existuje pouze pro tento konkrétní případ. Zkoumáním závislosti mezi použitím nohy při kopu do míče a stojem na jedné noze bylo zjištěno, že na 5% hladině významnosti **nebyla prokázána závislost** mezi použitím nohy **při kopu do míče a stojem na jedné noze**, jelikož p-hodnota vyšla $0,4452 > 0,05$. Nulová hypotéza se nezamítá a alternativní hypotéza se nepřijímá. Síla závislosti pro tento případ je slabá, z 11,38 %, protože C_{Cr} je 0,1138. Zda existuje závislost mezi použitím nohy **při zdvihu kuličky a sestupem ze stoličky**, bylo určeno p-hodnotou $= 0,0360$, která je menší než 0,05. Nulová hypotéza se zamítá a alternativní hypotéza se přijímá, **jsou závislé**. Síla závislosti je podle koeficientu $C_{Cr} = 0,3126$, tedy je spíše slabá, z 31,26 %. Při zkoumání závislosti mezi použitím nohy při zdvihu kuličky a stojem na

jedné noze, bylo zjištěno, že na 5% hladině významnosti **není prokázána závislost** mezi použitím nohy **při zdvihu kuličky a stojem na jedné noze**, protože $p\text{-hodnota} = 0,2796$, tedy není menší než 0,05. Nulová hypotéza se nezamítá a alternativní hypotéza se nepřijímá. Koeficient $C_{Cr} = 0,1612$, síla závislosti je velice slabá, z 16,12 %. Poslední zkoumanou závislostí mezi jednotlivými motorickými testy byla závislost mezi použitím nohy při sestupu ze stoličky a stojem na jedné noze. $P\text{-hodnota}$ vyšla 0,9637, tedy větší než 0,05, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní hypotéza se nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **nebyla prokázána závislost** mezi použitím nohy **při sestupu ze stoličky a stojem na jedné noze**. Koeficient $C_{Cr} = 0,0068$, síla závislosti pro tento konkrétní případ je tedy velice slabá, z 0,68 %.

3. 3 Závislost mezi motorickými testy a dynamickými parametry

Následně byly porovnávány výsledky z motorických testů a naměřené dynamické parametry z podložky přepsané na slovní nominální proměnné podle hodnoty indexu symetrie na pravou či levou končetinu, výsledky jsou v Tabulce 4.

Tabulka 4 P-hodnoty mezi motorickými testy a dynamickými parametry

	Fmax	Contact time	Peak pressure	Fti
Poskoky na jedné noze	0,0842	0,6561	0,4772	0,9381
Kop do míče	0,0611	0,2505	x	0,9774
Zdvih kuličky	0,2774	0,1548	0,1486	0,0686
Sestup ze stoličky	0,1991	0,2042	0,2416	0,9029
Stoj na jedné noze	0,0999	0,7809	0,3502	0,6908

Nejprve byly porovnávány motorické testy a dynamický parametr maximální síla. Hodnotilo se, zda existuje závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální síla a použitou nohou při poskoku na jedné noze. P-hodnota vyšla 0,0842, tedy větší než 0,05, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní se nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **nebyla prokázána závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální síla** a použitou nohou **při poskoku na jedné noze**. Koeficient $C_{Cr} = 0,2418$, síla závislost je v tomto případě slabá, z 24,18 %. Dále byla posuzována závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální síla a použitou nohou při kopu do míče. Podle p-hodnoty = 0,0611, která je větší, než 0,05 se nezamítla nulová hypotéza a nepřijala alternativní a na 5% hladině významnosti **se tedy neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální síla** a použitou nohou **při kopu do míče**. Závislost je v tomto případě slabá, z 26,22 %, jelikož $C_{Cr} = 0,2622$. Závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální síla** a použitou nohou při **zdvihu kuličky** se na 5% hladině významnosti také **neprokázala**, protože p-hodnota vyšla $0,2774 > 0,05$, tedy se nulová hypotéza nezamítla a alternativní nepřijala. Koeficient C_{Cr} byl v tomto případě 0,1521, závislost je tedy velmi slabá, z 15,21 %. Předposlední byla hodnocena závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální síla a použitou nohou při sestupu ze stoličky. P-hodnota = 0,1991 byla opět větší než 0,05, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **se opět neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální síla** a použitou nohou **při sestupu ze stoličky**. Koeficient $C_{Cr} = 0,1798$, síla závislost je v tomto případě slabá, z 17,98 %. Poslední byla porovnávána závislost mezi nohou určenou hodnotou maximální síla a použitou nohou při stoji na jedné noze. Ani v tomto případě **se na 5% hladině významnosti neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální síla** a použitou nohou **při stoji na jedné noze**, protože p-hodnota = 0,0999, tedy větší než 0,05. V tomto případě $C_{Cr} = 0,2304$, závislost je tedy slabá, z 23,04 %.

Jako další byla vyhodnocována závislosti mezi jednotlivými motorickými testy a dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou. **Závislost** mezi použitím nohy **při poskocích na jedné noze** a nohou určenou dynamickým parametrem **doba kontaktu nohy s podložkou** se na 5 % hladině významnosti **neprokázala**, jelikož p-hodnota = 0,6561 je větší než 0,05 a nulová hypotéza se tedy nezamítla a alternativní nepřijala. Protože $C_{Cr} = 0,0636$, závislost je v tomto případě mezi nohou určenou

dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a použitou nohou při poskoku na jedné noze velmi slabá, $z 6,36 \%$. Dále se hodnotilo, zda mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a použitou nohou při kopu do míče existuje závislost. P-hodnota vyšla $0,2505 > 0,05$, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní se nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **se neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **doba kontaktu nohy s podložkou** a použitou nohou **při kopu do míče**. Závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a použitou nohou při kopu do míče je v tomto případě slabá, $z 16,46 \%$, jelikož $C_{Cr} = 0,1646$. Zda existuje závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a použitou nohou při zdvihu kuličky se určila pomocí p-hodnoty $= 0,1548$, která byla větší než $0,05$. Nulová hypotéza se nezamítá a alternativní nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **se neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **doba kontaktu nohy s podložkou** a použitou nohou **při zdvihu kuličky**. Koeficient C_{Cr} je $0,2032$, závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a použitou nohou při zdvihu kuličky je slabá, $z 20,32 \%$. Při hodnocení závislosti mezi nohou určenou dynamickým parametrem **doba kontaktu nohy s podložkou** a použitou nohou **při sestupu ze stoličky**, se pomocí p-hodnoty $= 0,2042 > 0,05$ zjistilo, že na 5% hladině významnosti **se mezi nimi neprokázala závislost**, jelikož se nulová hypotéza nezamítla a alternativní nepřijala. Závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a použitou nohou při sestupu ze stoličky je slabá, $z 18,14 \%$, protože koeficient C_{Cr} vyšel $0,1814$. Posledním motorickým testem porovnávaným s dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou byl stoj na jedné noze. Určovalo se, zda existuje závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a použitou nohou při stojí na jedné noze. P-hodnota $= 7809$, tedy větší než $0,05$, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní se nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **se neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **doba kontaktu nohy s podložkou** a použitou nohou **při stojí na jedné noze**. Síla závislosti C_{Cr} v tomto případě vyšla $0,0397$, takže závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem doba kontaktu nohy s podložkou a použitou nohou při stojí na jedné noze je velice slabá, $z 3,97 \%$.

Předposledním dynamickým parametrem naměřeným podložkou, porovnávaným s motorickými testy, byl maximální tlak. Nejdříve se hodnotilo, zda existuje závislost

mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a nohou použitou při poskocích na jedné noze. P-hodnota vyšla 0,4772, tudíž větší než 0,05, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní hypotéza se nepřijímá. Na 5% hladině významnosti se **neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální tlak** a nohou použitou **při poskoku na jedné noze**. Cramerův koeficient C_{Cr} vyšel 0,1026, tudíž závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a použitou nohou při poskoku na jedné noze je v tomto případě velmi slabá, z 10,26 %. Dynamický parametr maximální tlak a nohu použitou při kopu do míče nelze porovnávat χ^2 -testem o nezávislosti v kontingenční tabulce, jelikož jednotlivá políčka tabulky nejsou dostatečně obsazena. Dále se vyhodnocovala závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a použitou nohou při zdvihu kuličky. Nulová hypotéza se nezamítla a alternativní nepřijala, jelikož p-hodnota vyšla 0,1486 čili větší než 0,05. Na 5% hladině významnosti se **neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální tlak** a použitou nohou **při zdvihu kuličky**. V tomto případě je míra závislosti slabá, z 20,85 %, jelikož koeficient C_{Cr} vyšel 0,2085. Při zkoumání závislosti mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a použitou nohou při sestupu ze stoličky byla vypočtena p-hodnota = 0,2416, která je opět větší než 0,05. Nulovou hypotéza se nezamítla a alternativní nepřijala. Na 5% hladině významnosti se proto **neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální tlak** a použitou nohou **při sestupu ze stoličky**. C_{Cr} je v tomto případě roven 0,1690, závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a použitou nohou při sestupu ze stoličky je velmi slabá, z 16,90 %. Jako poslední se porovnávala závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a použitou nohou při stoji na jedné noze. Podle p-hodnoty = 0,3502 větší než 0,05 se nezamítla nulová hypotéza a nepřijala alternativní. Na 5% hladině významnosti se **neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **maximální tlak** a použitou nohou **při stoji na jedné noze**. Závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem maximální tlak a použitou nohou při stoji na jedné noze je velmi slabá, z 13,48 %, jelikož $C_{Cr} = 0,1348$.

Poslední dynamický parametr naměřený podložkou a porovnávaný s motorickým testováním byl impuls síly. Jako první se opět zkoumala závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při poskocích na jedné noze. Podle p-hodnoty = 0,9381, se nezamítla nulová hypotéza a alternativní nepřijala, protože hodnota byla větší než 0,05. Na 5% hladině významnosti se

neprokázala závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem **impuls síly** a použitou nohou **při poskocích na jedné noze**. Koeficient C_{Cr} vyšel 0,0109, takže závislost je minimální, z 1,09 %. Dále se hodnotila závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při kopu do míče. Pomocí p -hodnoty = 0,9774, která byla větší, než 0,05 nezamítám nulovou hypotézu a nepřijímám alternativní. Na 5% hladině významnosti **se neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **impuls síly** a použitou nohou **při kopu do míče**. Koeficient C_{Cr} = 0,0040, závislost mezi posuzovanými parametry je v tomto případě minimální, z 0,4 %. Při posuzování závislosti mezi nohou určenou dynamickým parametrem **impuls síly** a nohou použitou **při zdvihu kuličky**, se zjistilo, že na 5% hladině významnosti **se mezi nimi neprokázala závislost**, jelikož p -hodnota vyšla 0,0686, tedy větší než 0,05. Nulová hypotéza se nezamítla a alternativní nepřijala. Následně se hodnotila závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při sestupu ze stoličky. P -hodnota vyšla $0,9029 > 0,05$, nulová hypotéza se nezamítá a alternativní se nepřijímá. Na 5% hladině významnosti **se neprokázala závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **impuls síly** a použitou nohou **při sestupu ze stoličky**. Hodnota C_{Cr} v tomto případě vyšla 0,0171, závislost je opět minimální, z 1,71 %. Poslední hodnocenou závislostí byla závislost mezi nohou určenou dynamickým parametrem impuls síly a nohou použitou při stoji na jedné noze. P -hodnota vyšla 0,6908, větší než 0,05, takže se nezamítla nulová hypotéza a nepřijala alternativní. Ani v tomto případě **se tedy nepodařilo prokázat** na 5% hladině významnosti **závislost** mezi nohou určenou dynamickým parametrem **impuls síly** a nohou použitou **při stoji na jedné noze**. I v tomto případě je závislost velice slabá, z 5,57 %, jelikož C_{Cr} vyšel 0,0557.

4 Analýza výzkumných cílů a předpokladů

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, zda je z hlediska dynamických parametrů na úrovni interakce chodidla a podložky chůze zdravých jedinců ve věku 20-25 let symetrická a stanovit jakým způsobem ovlivňuje tuto symetrii, resp. asymetrii lateralita dolních končetin. Ke zjištění bylo zapotřebí splnění dílčích úkolů. Analýza dynamických prvků a míra symetrie byla provedena spočítáním indexů symetrie

(Příloha 7). V souvislosti s úkolem diagnostikovat lateralitu DK pomocí vybraných motorických testů byla stanovena hypotéza, že u vybrané skupiny mladých jedinců se předpokládá preference DK pro různé pohybové úkoly. Na hladině významnosti 5 % byla prokázána závislost mezi použitím nohy v prvním a druhém pokusu u všech pohybových úkolů, tudíž lze tvrdit, že u vybrané skupiny mladých jedinců existuje preference DK pro různé pohybové úkoly. Hypotéza H1 byla potvrzena. Pravostranná lateralita byla zjištěna u 46 lidí a levostranná lateralita u 5 lidí pomocí kvocientu laterality. Dalším předpokladem byla vzájemná závislost mezi preferencí DK při dovednostních úkolech zdvih kuličky a kop do míče a pohybových úkolech poskoky na jedné noze, stoj na jedné noze a sestup ze stoličky. Na 5% hladině významnosti byla zjištěna závislost mezi preferencí DK u dovednostních úkolů kop do míče a zdvih kuličky, mezi pohybovými úkoly poskoky na jedné noze a stoj na jedné noze. Dále byla zjištěna závislost mezi kopem do míče a poskocích na jedné noze a mezi sestupem ze stoličky a zdvihem kuličky. Lze tedy usuzovat, že preference DK u dovednostních úkolů je stejná nebo velmi podobná, ale nelze usuzovat, že preference končetiny u pohybových úkolů je stejná nebo velice podobná, jelikož závislost vyšla pouze u dvou úkolů ze tří. Dále lze usuzovat, že preference DK u kopu do míče je stejná nebo velice podobná jako při poskocích na jedné noze, a že preference DK při sestupu ze stoličky je stejná nebo velice podobná jako u zdvihu kuličky. Hypotéza H2 byla potvrzena při dovednostních úkolech, ale jen z části při pohybových úkolech. S poslední cílem stanovit vzájemný vztah mezi preferencí DK v jednotlivých motorických testech a mezi výsledky dynamické analýzy chůze byla stanovena hypotéza, že se lateralita DK na dynamických parametrech chůze u mladých jedinců neprojeví. Na hladině významnosti 5 % nebyla prokázána závislost u žádného pohybového úkolu s dynamickým parametrem. Hypotéza H3 byla potvrzena. Lze tedy tvrdit, že se lateralita DK na dynamických parametrech chůze u zdravých jedinců neprojeví a nemá v tomto případě vliv na symetrii, resp. asymetrii chůze. Po analýze dynamických prvků bez vlivu laterality končetin bylo zjištěno, že indexy symetrie spočítané pro maximální sílu impuls síly byly všechny nenulové, tudíž lze tvrdit, že chůze je v tomto případě asymetrická, ovšem pro parametr maximální tlak a doba kontaktu s podložkou vyšlo, že 6 % lidí z vybrané skupiny má index symetrie 0, tedy by měli mít chůzi symetrickou. Jelikož ale nikdy nenastal případ, kde by měl jeden respondent všechny indexy symetrie nulové, můžeme tvrdit, že chůze prozkoumaná u měřeného vzorku je spíše asymetrická, ale domníváme se, že na 5% hladině významnosti rozdíl mezi dynamickými parametry

pravé a levé dolní končetiny nevyšly statisticky významné. Lze tedy i nadále vycházet z předpokladu, že chůze je symetrická.

5 Diskuze

Lateralita je obecný deskriptor behaviorální nebo funkční asymetrie, která se vyskytuje u lidí s laterální preferencí. Obecně platí, že pro každou formu lateralitu (ať už horní či dolní končetiny), lidé preferují jednu stranu před druhou při plnění různých úkolů. Předpokladem práce tedy bylo, že existuje lateralita DK. Pomocí výsledků motorických testů byla diagnostikována lateralita DK u všech měřených respondentů v této studii. Bylo vyhodnoceno, že lateralita DK se u měřeného souboru ($N = 51$) vyskytuje. Schneiders et al. (2010) ve svém výzkumu prováděl 12 motorických úkolů, v tomto bylo provedeno 5 motorických úkolů, které však Schneiders et al. uvádí z hlediska diagnostiky lateralitu jako rozhodující. Na základě výsledků je možné konstatovat, že převažuje preference pravé dolní končetiny, což je v souladu se studií Schneiderse et al. (2010). Ve výzkumu Schneiderse et al. (2010) bylo zaznamenáno 87 % lidí s preferencí pravé končetiny, vyhodnocené z motorických testů, z celkového počtu respondentů 175. Ve výzkumu provedeném v této diplomové práci bylo celkového počtu respondentů 51 zaznamenáno 94 % studentů s pravostrannou preferencí. Výsledky mohou být ovlivněny velikostí měřeného souboru a věkem, ale v podstatě korespondují. Je zdokumentováno, že preference se mohou v průběhu dětství měnit, s výrazným posunem k pravé straně do 11 let. Nicméně se vedou debaty, zdali se preference nemění i v pozdějším věku. Gabbard & Iteya (1996) hlásí, že preference k jedné straně končetiny zůstává po 11. roku života relativně stabilní, zatímco Bell & Gabbard (2000) demonstrovali 10% nárůst prevalence u osob preferující pravou končetinu, ve věku od 18 do 60 let. Je tedy možné, že i věk má nezanedbatelný vliv na lateralitu končetin. Dále Schneiders et al. (2010) uvádí, že pro určení spolehlivosti při opakování 12 testů provedených 39 účastníky výzkumu použil statistickou analýzu Cohen's kappa. U třech úkolů se ukázalo, že mají vysokou spolehlivost s téměř dokonalou shodou. Mezi úkoly bylo kop do míče a zdvih kuličky, které vyšly i v tomto testování nejvíce závislé. Peters (1988) uvedl, že volba nohy pro kopání je tak přesvědčivá, jako volba ruky pro psaní. Je tedy zřejmé, že kop do míče je nejlepším

ukazatelem laterality, ale pouze tento test nemůže být považován za spolehlivý. Výsledky testů laterality mohou být samozřejmě ovlivněny vybranou statistickou metodou a analýzou, podle přesnosti metody a dalšími faktory.

Jelikož bylo v práci zkoumáno, zda je lidská chůze symetrická či nikoliv, zahrnovalo se do hodnocení také jakým způsobem tuto symetrii, resp. asymetrii chůze ovlivňuje lateralita dolních končetin. Po zpracování výsledků v tomto výzkumu vyšlo, že lateralita nemá vliv na dynamické parametry chůze naměřené dynamografickou deskou, tudíž nemá vliv na symetrii, resp. asymetrii chůze. Za menší počet studií v této oblasti může nedostatek spolupráce mezi biomechaniky a výzkumnými pracovníky v jiných oblastech, jako je neurofyzilogie a motorické ovládání. Je to tedy oblast ne zcela probádaná a stále se vymýšlejí a řeší nové výzkumy s novými poznatky. Například Hamill et al. (1984) testoval vliv laterální dominance po nahlášení výskytu na symetrii chůze. Nenašel žádné statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní končetinou po porovnání parametrů reakční síly na povrchu země. Gundersen et al. (1989) tvrdí, že neexistuje žádný vztah mezi preferencí končetiny a asymetrií chůze, a to i když je preference končetiny identifikována, asymetrii chůze nelze odhadnout laterální dominancí končetiny. Výsledky překládané diplomové práce korespondují s výsledky těchto studií. Zatímco Gundersen et al. (1989) došel k tomuto závěru, Singh (1970) a Rosenrot (1980) tvrdili, že jedna dolní končetina se jeví jako dominantní během chůze. Ačkoliv lateralita by mohla být považována za jedno z vysvětlení funkční asymetrie chůze, zdá se, že hlavní otázka vlivu dominance končetiny na asymetrii stále není vyřešena a záleží na účelu, za kterým je symetrie či asymetrie sledována a s jakou statistickou významností (zpravidla 5 %). Výzkumníci jsou ještě daleko od přijetí této spekulace jako prokázané, alespoň do té doby, než bude vztah mezi lateralitou a asymetrií chůze objektivně prozkoumán.

I když se zdá, že symetrie chůze je považována pouze za zjednodušení dat, v několika studiích využívajících kvantitativní biomechanická data byly hodnoceny obě dolní končetiny a byla hlášena symetrie chůze. Například Hamill et al. (1984) nezjistil žádný signifikantní rozdíl mezi dolními končetinami v 11 vertikálních, 5 anterior-posteriorních a 4 medio-laterálních charakteristikách reakčních sil se zemí při chůzi a při běhu. V tomto výzkumu vyšlo, že chůze je spíše asymetrická jelikož asymetrie vyšla u 94 % měřených respondentů, nicméně se domníváme, že rozdíly mezi dynamickými parametry levé a pravé dolní končetiny také nebyly statistické významně asymetrické a lze tedy předpokládat symetrii chůze. Na druhou stranu Rosenrot et al.

(1980) uvedl, že doba trvání počáteční a terminální periody nebyla u DK stejná, jak se předpokládalo u zdravých mladých osob. Dále Herzog et al. (1989) zjistil ve své studii, že asymetrie byly v kontrolní skupině mnohem větší, než se očekávalo u 34 naměřených dat reakční síly se zemí. Je spousta faktorů, podle kterých je měření nepřesné nebo nedostačující pro finální stanovení, zda je chůze symetrická či asymetrická. Záleží například na věku, pohlaví, ale i velikosti a výběru měřeného vzorku. Dále má veliký vliv také způsob zpracování výsledků a použití statistických metod, které se použijí a záleží na účelu, pro jaký se symetrie či asymetrie zjišťuje a na jaké hladině průkaznosti. I okolní faktory, například nesprávně nastavené zařízení, či nesprávný došlap na podložku mohou mít vliv na výsledky výzkumů. Je tedy zapotřebí provádět výzkumy co nejpřesněji a dávat pozor a okolní vlivy co nejvíce eliminovat. Pro přesné stanovení symetrie, resp. asymetrie chůze je zapotřebí více práce a výzkumů v této oblasti. Také by bylo vhodné zapojit do testování například EMG metody a měřit sílu svalu při chůzi či kinematickou analýzu nebo aktivitu nervových vláken při chůzi a zakomponovat do výzkumu symetrie chůze pro komplexnější pohled na vybranou problematiku.

6 Návrh doporučení pro praxi

V diplomové práci bylo zjištěno, že lateralita dolních končetin nemá vliv na dynamické parametry chůze (max. vertikální složka síly, maximální tlak, impuls síly, doba kontaktu s podložkou) a tedy na symetrii, resp. asymetrii chůze. Je tedy možné zjednodušit hodnocení ukazatelů pro správnou léčbu pacienta a nezahrnovat do tohoto hodnocení případnou lateralitu končetin. Lze usuzovat, že na úrovni interakce chodidla a podložky je podle naměřených dynamických parametrů a spočítaných indexů symetrie chůze spíše asymetrická, avšak se domníváme, že naměřené kvantitativní ukazatele nemají signifikantní statistický rozdíl dynamických parametrů mezi levou a pravou DK. Jelikož se obecně předpokládá, že chůze je symetrická, je tímto tvrzením ovlivněno hodnocení ukazatelů pro správnou léčbu pacienta v různých oblastech medicíny, převážně v ortopedii. Z tohoto výzkumu je tedy možné i nadále vycházet z předpokladu, že je chůze symetrická, i přes mírně odlišné hodnoty mezi levou a pravou nohou. Mělo by se tedy brát v úvahu, že chůze je spíše symetrická před úrazem dolní končetiny.

Proto by bylo vhodné nechat parametry hodnocení chůze například při návratu do pracovního procesu a neřešit případnou předchozí asymetrii vyskytující se již před úrazem. Dále tak by měla být brána v úvahu symetrie v rehabilitaci, kdy se lékaři snaží o návrat úplné funkce končetiny a tedy o symetrii chůze, je třeba tedy zanechat optimalizované rehabilitační procesy a nepřihlížet na případnou asymetrii chůze. V ortotice se také využívá předpokladu, že chůze je symetrická a podle tohoto tvrzení jsou pomůcky navrhovány. Opět je potřeba brát v úvahu symetrii chůze, jelikož návrh ortézy či ortopedických vložek je zásadní pro správný a co nejlepší pohyb těla, a pokud by byla navržena asymetricky s druhou dolní končetinou, je možná následná nesprávná funkce pomůcky, která by mohla způsobit další zdravotní komplikace a např. bolesti zad nebo kloubů, jelikož na asymetrickou chůzi není pacientovo tělo přizpůsobené. To samé platí v protetice pro navrhování protetických pomůcek pro pacienty po ztrátě dolní končetiny.

IV Závěr

Aby byla chůze co nejdokonalejší a nejméně namáhavá, je obecným předpokladem, že chůze je symetrická, aby se zatěžovaly obě strany rovnoměrně. Také pro zjednodušení hodnocení chůze v lékařské praxi je chůze brána jako symetrická. Ovšem na základě prostudování dostupné literatury se jeví jako stále nezodpovězená otázka, zda u zdravých jedinců je vůbec možné charakterizovat chůzi jako symetrickou a do jaké míry asymetrii ovlivňuje preference dolních končetin při vybraných činnostech.

Hlavním cílem práce tedy bylo zjistit, zda je z hlediska dynamických parametrů na úrovni interakce chodidla a podložky chůze zdravých jedinců ve věku 20-25 let symetrická a stanovit jakým způsobem ovlivňuje tuto symetrii, resp. asymetrii lateralita dolních končetin. Pomocí splnění všech dílčích úkolů byl splněn také hlavní cíl práce. Byl proveden dynamografický záznam chůze vybraného souboru zdravých jedinců, následně byly analyzovány dynamické parametry naměřené dynamografickou deskou. Míra symetrie byla stanovena rozбором dynamických parametrů a následným spočítáním indexů symetrie z těchto parametrů. V souvislosti s hypotézou, že se u vybraného souboru předpokládá preference DK, se pomocí vybraného motorického testování podařilo prokázat a diagnostikovat lateralitu DK. Dále se zjišťovala vzájemná závislost mezi jednotlivými motorickými testy. Bylo zjištěno, že preference DK u dovednostních úkolů je stejná nebo velmi podobná, ale preference končetiny u pohybových úkolů není stejná, podobná, jelikož závislost vyšla pouze u 2 úkolů ze tří. Dále lze usuzovat, že preference DK u kopu do míče je stejná nebo velice podobná jako při poskocích na jedné noze, a že preference DK při sestupu ze stoličky je stejná či velmi podobná jako u zdvihu kuličky. Další stanovenou hypotézou byl předpoklad, že se lateralita DK na dynamických parametrech chůze neprojeví. Po následném zpracování bylo stanoveno, že lateralita končetin nezávisí na dynamických parametrech chůze. Po provedení a splnění všech dílčích úkolů lze tvrdit, že **lateralita nemá vliv na symetrický projev dynamických parametrů při chůzi** a po posouzení vypočtených indexů symetrie lze usuzovat, že asymetrie u chůze se objevuje již u zdravých jedinců, u nichž v minulosti nedošlo k žádnému poranění dolních končetin ani axiálního systému, které by vyžadovalo operativní léčbu, **ale domníváme se, že rozdíly mezi hodnotami pravé a levé dolní končetiny nejsou statisticky významné.**

V Seznam použité literatury

- [1] BELL, J. et GABBARD, C., 2000. Foot preference changes through adulthood. *Laterality*; 5:63-68.
- [2] ČIHÁK, Radomír, 2011. *Anatomie 1. 3.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [3] DUNGL, Pavel, 2014. *Ortopedie. 2.*, přeprac. A doplň. Vyd. Praha: Grada. ISBN 978-802-4743-578.
- [4] DYLEVSKÝ, Ivan, 2011. *Speciální kineziologie. 1.* vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.
- [5] DYLEVSKÝ, Ivan, 2007. *Obecná kineziologie. 1.* vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1649-7.
- [6] GABBARD, C. et ITEYA, M., 1996. Foot laterality in children, adolescents and adults. *Laterality*; 1:199-205.
- [7] GAVORA, Peter, 2000. *Úvod do pedagogického výzkumu.* Brno: Paido. ISBN 80-859-3179-6.
- [8] GUNDERSEN, LA., et al., 1989. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between laterál dominance and symmetry. *Phys Ther*; 69(8):640–50.
- [9] HAMMIL, J., BATES, BT., KNUTZEN. KM., 1984. Ground reaction forces symmetry during walking and running. *Res Q*; 55:288–93.
- [10] HERZOG, W., et al., 1989. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 21 (1), pp. 110–4.
- [11] JAKUBÁL, Karel, 2013. *Vliv únavy na kinematické a dynamické parametry chůze.* Olomouc. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta tělesné kultury. Vedoucí práce Zdeněk Svoboda.
- [12] JANČOVÁ, Lenka, 2013. Prístrojové vyšetrenie nožnej klenby a postury. *Rehabilitácia*, roč. 50, č. 2. ISSN 0375-0922.
- [13] JANDA, Vladimír, 2004. *Svalové funkční testy. 1.* vyd. Praha: Grada Publishing. 325 s. ISBN 8024707225
- [14] JANURA, Miroslav, 2009. *Dynamická plantografie.* In: <http://www.biomechanikapohyb.u.upol.cz/net/> [online]. [cit. 2015-10-17]. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod>.

- [15] JANURA, Miroslav, 2011. *Metody biomechanického výzkumu*. In: <http://ftk.upol.cz> [online]. [cit. 2015-10-17]. Dostupné z: http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/BIOM_Metody_biomechanickeho_vyzkumu.pdf.
- [16] KRIVOŠÍKOVÁ, Mária, 2011. *Úvod do ergoterapie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-802-4726-991
- [17] MARENČÁKOVÁ, Jitka, 2013. *Vliv klinického typu nohy na kinematické parametry chůze*. Olomouc. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta tělesné kultury. Vedoucí práce Zdeněk Svoboda.
- [18] MEKOTA, K., 1984. *Synthetic study of motor laterality*. Acta Univ. Palacki. Olomuc., Gymn.;14:93-122.
- [19] NETTER, Frank H., 2014. *Atlas of human anatomy*. Sixth edition. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier. ISBN 9781455758883.
- [20] OLECKÁ, Ivana a Kateřina IVANOVÁ, 2010. *Metodologie vědecko-výzkumné činnosti*. Olomouc: Moravská vysoká škola Olomouc. ISBN 978-80-87240-33-5.
- [21] PERRY, J. et BURNFIELD, J. M., 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2. vyd., Thorofare: SLACK Incorporated, USA.
- [22] PETERS, Michael, 1988. *Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement*. Psychol Bull; 103:179-192.
- [23] ROBINSON, RO., HERZOG, W., NIGG, BM., 1987. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gain symmetry. *J. Manipulative Physiol. ther.*, 10, pp. 172–6.
- [24] ROSENROT, P., 1980. Asymmetry of gait and the relationship to Loir limb dominance. *Proceeding of the special Conference of the Canadian Society for Biomechanics*: 26–7.
- [25] SADEGHI, H., et al., 2000. Symetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12, pp. 34-45.
- [26] SCHNEIDERS, A., et al., 2010. A Valid and Reliable Clinical Determination of Footedness. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 2.
- [27] SINGH, I., 1970. Functional asymmetry in the lower limbs. *Acta Anat*; 77:131–8.
- [28] SEYMOUR, Ron, c2002. *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Philadelphia: Lippincott Williams. ISBN 07-817-2854-1.
- [29] SVOBODA, Zdeněk, 2008. *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Olomouc. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta tělesné kultury. Školitel Miroslav Janura.

- [30] NEZNÁMÝ. The emed®-systems. *Novel.de* [online]. Mnichov [cit. 2016-03-22]. Dostupné z: <http://www.novel.de/novelcontent/emed>.
- [31] ŠVAŘÍČEK, Roman a Klára ŠEĐOVÁ, 2007. *Kvalitativní výzkum v pedagogických vědách*. Vyd. 1. Praha: Portál. ISBN 978-80-7367-313-0.
- [32] VALÍKOVÁ, Tereza, 2012. *Vliv kinesio tapingu na pohybový stereotyp chůze u pacientů s DMO*. Olomouc. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Fakulta zdravotnických věd. Ústav fyzioterapie. Vedoucí práce Miroslav Janura.
- [33] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ, 2009. *Kineziologie nohy*. 1. Vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. Monografie (Univerzita Palackého). ISBN 978-802-4424-323.
- [34] VONDRÁŠEK, David, 2013. *Kineziologické aspekty bilaterální asymetrie dolní končetiny*. Praha. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze. Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Martin Hora.
- [35] WHITTLE, Michael, 1997. *Gait analysis: an introduction*. Boston: Butterworth-Heinemann. ISBN 07-506-0045-4.

Seznam tabulek

Tabulka 1 Procentuální vyjádření studentů v souvislosti s odpověďmi v dotazníku a s motorickým testováním

Tabulka 2 Počet respondentů pro jednotlivé kvocienty laterality

Tabulka 3 P-hodnoty prvních a druhých pokusů motorických testů

Tabulka 4 P-hodnoty mezi motorickými testy a dynamickými parametry

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas

Příloha 2 Technický náčrtek dynamografické desky

Příloha 3 Postup při zadávání hodnot do kontingenční tabulky

Příloha 4 Výběr dat do kontingenční tabulky

Příloha 5 Nabídka tabulek a grafů v kontingenční tabulce

Příloha 6 Výsledky z kontingenční tabulky

Příloha 7 Vypočítané indexy symetrie

Příloha 8 Obsah přiloženého CD

Příloha 1 Informovaný souhlas (Zdroj: autor)

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Využití dynamografického záznamu pro hodnocení chůze u zdravých jedinců

Období realizace: leden 2016

Řešitelé projektu: doc. PhDr. Soňa Jandová, Ph.D., Bc. Dana Krejčová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je naměřit chůzi zdravých jedinců na dynamometrické desce, zaznamenaná data zpracovat pomocí softwaru, spočítat indexy symetrie a statisticky vyhodnotit data pomocí Statgraphics. Měření bude zahrnovat bosé přejít po dynamometrické desce, délka testování je cca. 5 minut na osobu. Z účasti na projektu pro Vás nevyplynou žádné výhody ani rizika. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením. Výzkumný projekt je v souladu s nejvyššími standardy, bezpečností a etikou, s ohledem na Helsinskou deklaraci a vnitrostátní právními předpisy.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážít, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

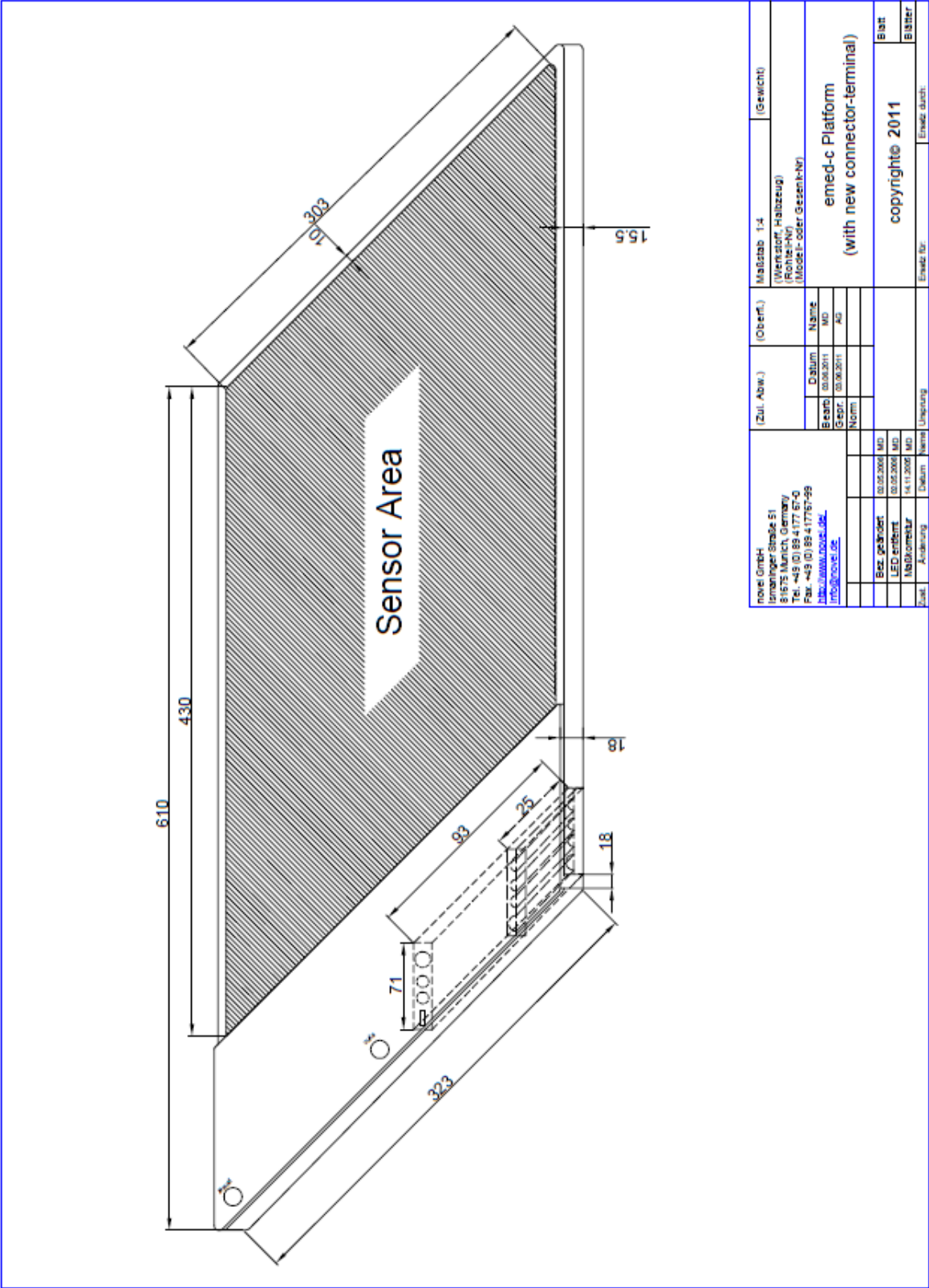
Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____
_____ V _____ dne: _____

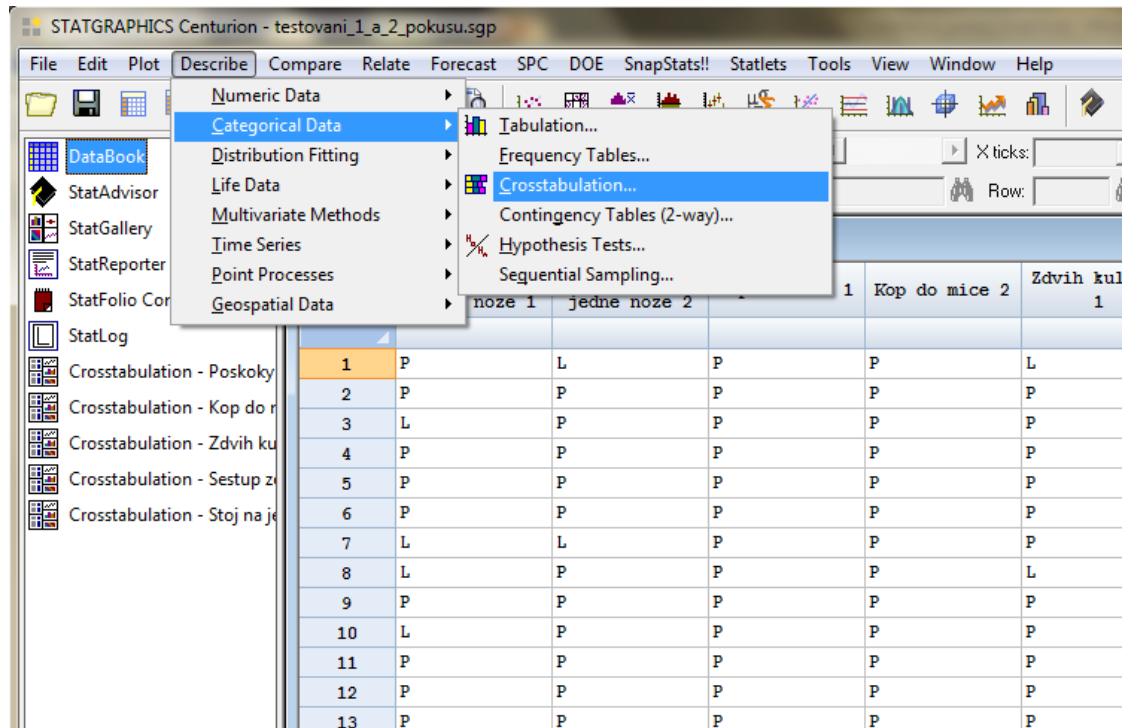
Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce): _____
_____ V _____ dne: _____



Příloha 2 Technický náčres dynamografické desky (Novel.de)



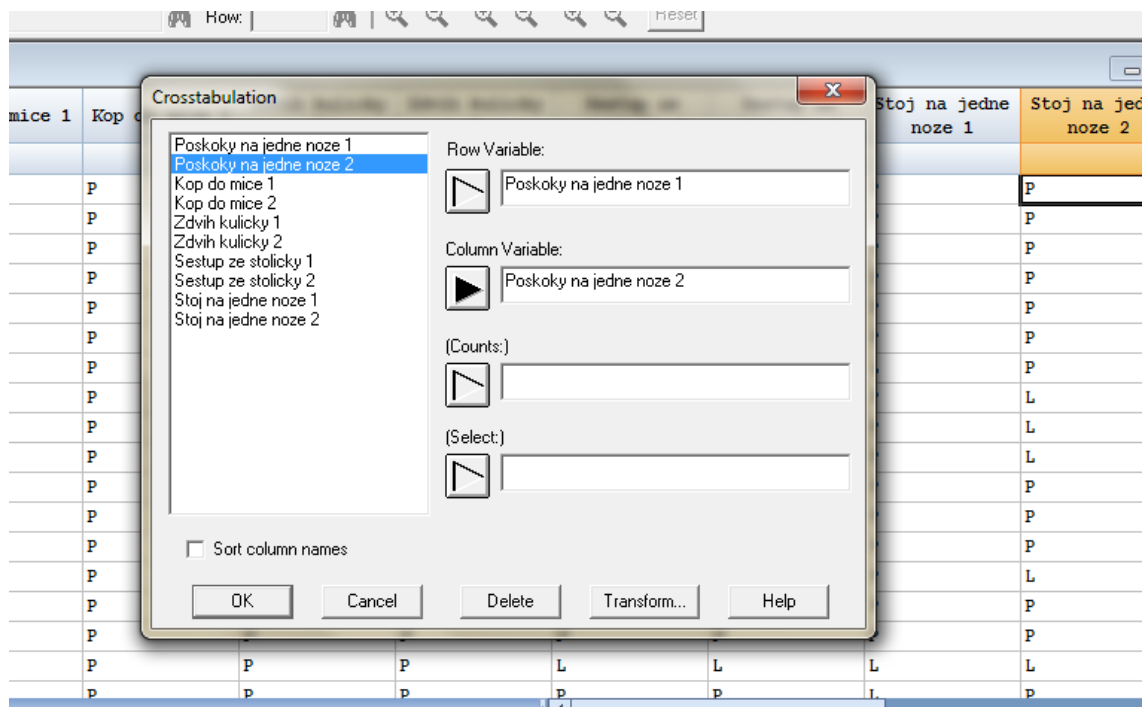
Příloha 3 Postup při zadávání hodnot do kontingenční tabulky (Zdroj: autor)



The screenshot shows the STATGRAPHICS Centurion interface. The 'Describe' menu is open, and 'Crosstabulation...' is selected. The background displays a data table with the following columns: 'noze 1', 'jedne noze 2', 'Kop do mice 2', and 'Zdvih kul 1'. The table contains 13 rows of data, with the first row highlighted in orange.

	noze 1	jedne noze 2	Kop do mice 2	Zdvih kul 1
1	P	L	P	L
2	P	P	P	P
3	L	P	P	P
4	P	P	P	P
5	P	P	P	P
6	P	P	P	P
7	L	L	P	P
8	L	P	P	L
9	P	P	P	P
10	L	P	P	P
11	P	P	P	P
12	P	P	P	P
13	P	P	P	P

Příloha 4 Výběr dat do kontingenční tabulky (Zdroj: autor)



Příloha 5 Nabídka tabulek a grafů v kontingenční tabulce

(Zdroj: autor)

The screenshot shows the 'Tables and Graphs' dialog box in SPSS. The 'TABLES' section has the following options:

- ☒ Analysis Summary
- ☒ Frequency Table
- ☒ Tests of Independence
- ☒ Summary Statistics
- ☐ Odds Ratios

The 'GRAPHS' section has the following options:

- ☒ Barchart
- ☒ Mosaic Plot
- ☐ Skychart

The background shows a data table with columns labeled 'jedne noze 1', 'jedne noze 2', '1', '2', 'stolicky 1', and 'stolicky 2'. The data rows show counts for 'L' and 'P' categories.

Příloha 6 Výsledky z kontingenční tabulky (Zdroj: autor)

Crosstabulation - Poskoky na jedné noze 1 by Poskoky na jedné noze 2			
Crosstabulation - Poskoky na jedné noze 1 by Poskoky na jedné noze 2			
Row variable: Poskoky na jedné noze 1			
Column variable: Poskoky na jedné noze 2			
Number of observations: 51			
Number of rows: 2			
Number of columns: 2			
Frequency Table for Poskoky na jedné noze 1 by Poskoky na jedné noze 2			
	L	P	Row Total
L	6	6	12
	11,76%	11,76%	23,53%
P	7	32	39
	13,73%	62,75%	76,47%
Column Total	13	38	51
Tests of Independence			
Test	Statistic	Df	P-Value
Chi-Square	4,963	1	0,0259
Warning: some expected cell counts < 5.			
The StatAdvisor			
This table shows the results of a hypothesis test run to determine whether or not to reject the idea that the row and column variables are independent. Since the P-value is less than 0.05, we can reject the hypothesis that rows and columns are independent.			
Statistic	Value	P-Value	Df
Contingency Coeff.	0,2978		
Cramer's V	0,3120		
Conditional Gamma	0,6410		
Pearson's R	0,3120	0,0258	49
Kendall's Tau b	0,3120	0,0274	
Kendall's Tau c	0,2307		

Příloha 7 Vypočítané indexy symetrie (zdroj: autor)

číslo respondenta	SI dle Herzoga			
	Fmax	Peak Pressure	Contact time	Fti
1	-0,6683	15,6	1,30	-2,26
2	4,59	29,2	1,64	2,89
3	1,71	-15,8	-0,764	3,34
4	-10,0	-25,5	0,687	-6,28
5	-3,590	-75,3	0,976	1,23
6	-4,74	-18,3	-12,1	-16,9
7	-1,96	-12,1	3,83	1,82
8	1,63	0,00	0,00	-1,23
9	-0,956	0,00	11,3	15,1
10	0,788	8,89	-3,35	-4,34
11	-2,50	-6,52	-6,65	-6,99
12	4,56	1,27	-1,22	1,11
13	-5,21	-33,1	0,00	-0,487
14	0,386	-9,88	-3,35	-0,918
15	3,86	-8,76	-0,528	0,191
16	3,035	-5,48	0,548	-0,100
17	-2,698	21,8	-0,499	2,44
18	-1,53	4,30	-0,567	-1,37
19	-7,83	12,4	1,69	-1,95
20	-0,108	-8,60	2,42	1,16
21	1,100	-11,5	-3,62	-0,664
22	-2,52	-1,27	1,01	0,45
23	-1,68	-5,13	1,59	1,07
24	-1,97	38,5	-0,522	-0,17
25	1,59	29,4	1,57	1,16
26	-4,02	25,5	2,62	0,940
27	1,58	-4,4	-1,03	2,20
28	5,874	43,6	-1,24	3,65
29	3,72	-24,6	1,05	2,68
30	-2,36	-15,4	0,563	-0,215
31	-6,855	8,70	-0,456	0,288
32	-1,05	5,94	-1,04	-3,33
33	-4,58	-14,7	-2,53	-5,35
34	0,1980	32,6	0,487	-0,617
35	-0,358	-20,1	0,00	-1,89

číslo respondenta	SI dle Herzoga			
	Fmax	Peak Pressure	Contact time	Fti
36	-2,56	1,65	0,525	0,669
37	-4,98	-36,0	3,39	-0,688
38	3,180	-72,6	7,00	7,03
39	-2,94	10,8	-1,43	-2,74
40	-4,59	-8,10	0,990	-1,22
41	-3,56	33,8	5,01	5,28
42	1,47	0,00	6,29	-0,135
43	-3,512	76,4	-2,56	-2,68
44	-4,04	40,3	0,456	-3,13
45	-4,57	8,51	5,18	0,548
46	2,17	16,8	0,573	1,05
47	-2,82	21,9	6,09	1,36
48	-1,396	-11,6	2,53	2,25
49	-4,33	15,9	-1,23	-6,29
50	2,26	-2,35	4,26	5,31
51	0,6419	12,3	7,69	5,63

Příloha 8 Obsah přiloženého CD (zdroj: autor)

Diplomová práce ve formě PDF – diplomova_prace_2016_Dana_Krejцова.pdf